

F29

12 JP10-309281

Non-endoscopic fluorescence imaging system

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-309281	May 13, 1997	Applic.	Fluorescent Diagnostic Device	Kaneko* Ueno*	Machine, Japan Comm.

12.1 DESCRIPTION

JP10-309281 describes a non-endoscopic device for obtaining fluorescence images of tissue removed from the GI tract for the purposes of enabling a physician to determine during therapy, whether or not all abnormal tissue was excised.

There are two embodiments. In the first embodiment [0013] (Figures 1-4) a high intensity discharge lamp (mercury, metal halide or Xenon per [0014]) generates white light. A bandpass filter that allows ultraviolet to blue light to pass for use as excitation light filters this light. The light is condensed by lenses and reflected by a dichroic mirror onto a movable stage upon, which the tissue sample is mounted. An optical system with a zoom lens directs the reflected light and the fluorescence light that passes through a dichroic mirror to a camera. The camera consists of a rotary R, G, B filter and image intensified CCD. In addition, a filter that transmits light at 405 nm may also be utilized. The output from the CCD is fed into a camera control unit, which processes the image and produces video output. The image processing function identifies and displays the outline of the abnormal tissue, as well as the minimum distance between the outline of the abnormal part of the tissue and the edge of the tissue. A red fluorescence image indicates an abnormal area and a green fluorescence image indicates a normal area. The zoom lens in the camera is used to vary the size of the area imaged. There is no explanation of why they need images taken through all three filters (R, G, and B).

The second embodiment [0050] (Figure 5) is similar to the first, except that two image intensified CCDs are utilized, one to capture an image using the reflected excitation light, and one to capture images of red and green fluorescence light. A second dichroic mirror, located in the camera, which reflects blue light and transmits red and green is utilized to reflect the excitation light into the second image intensified CCD.

The light source is described further in section [0059], in which a Xenon lamp, mercury lamp, metal halide lamp, and mercury-Xenon lamp are mentioned as possible high intensity discharge lamps. In addition lasers are mentioned as an alternative.

A cooled CCD is also mentioned as an alternative to the image intensified CCD.

Section [0062] mentions that the system described may be directly attached to an endoscope to diagnose the tissue.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(51) Int.Cl. ⁶	Identification Symbol	F I	
A 6 1 B 10/06		A 6 1 B 10/00	E
1/00	3 0 0	1/00	3 0 0 D

Request for Examination: Examination not requested Number of Claims: 1 OL (7 pages total)

(21) Application Number	Patent Application 9-122601
(22) Application Date	May 13, Heisei 9 (1997)

(71) Applicant	000000376 Olympus Optical Co. Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(72) Inventor	Mamoru KANEKO at Olympus Optical Co. Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(72) Inventor	Hitoshi UENO at Olympus Optical Co. Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(74) Agent	Susumu ITO, Attorney

(54) [Title of Invention] FLUORESCENT DIAGNOSTIC DEVICE**(57) [Abstract]**

[Problem to be Solved] To provide a fluorescent diagnostic device capable of the immediate diagnosis of whether parts of a lesion have been left behind after tissue containing the lesion has been excised, thus enabling prompt administration of additional treatment in accordance with the diagnostic results.

[Solution] Light from a HID lamp 3 is irradiated, through a band pass filter 4, a lens 5, and a dichroic mirror 6 through which excitation light passes, onto a subject 8 mounted on a movable stage 7; the reflected light and the fluorescence light are introduced into an ICCD 19 by sequentially changing the filters of a rotary filter 13 positioned on the light path; the reflected image and fluorescence images of the subject 8 are imaged; and they are converted by a CCU 21 into a video signal which is inputted into an image processing circuit 22; and this image processing circuit 22 processes the image such that the outline of subject 8 and the outline of the lesions are detected, the distances between both outlines are calculated, the minimum value of the calculated distances is determined, and the image of the subject is displayed on a colour monitor 23 along with the minimum distance, so that whether or not lesions have been left behind can be diagnosed easily.

[Diagram]

- 2. Lamp electric source
- 3. HID lamp
- 9. Stage driving device
- 16. Motor driver
- 22. Image processing circuit
- 23 (2 locations Distance 0cm)
- 24. Computer

[Claims]

[Claim 1] A fluorescent diagnostic device, comprising:
a light source for generating excitation light for inducing molecular excitation;

a stage on which a subject can be mounted;
an optical module for irradiating light from said light source onto said subject;
an imaging device for imaging the reflected image from said subject and the fluorescence image induced by said excitation light;
an image processing device for creating the image imaged by said imaging device, detecting the outline of said subject and the outline of lesions contained inside said subject, and calculating the on-image distance between the said outline of the subject and said outline of the lesions;
and
a display means for displaying information associated with said on-image distance.

[Detailed Explanation of the Invention]**[0001]**

[Technological Field of the Invention] This invention relates to a fluorescent diagnostic device for diagnosing the state of an excised subject by its fluorescence image.

[0002]

[Prior Art] Generally, diseased tissues such as cancers found in the gastrointestinal tract are treated by its excision during abdominal surgery, or by endoscopic mucosal resection (EMR), in which diseased tissue is excised using an endoscope. Recently, there has been increasing use of a diagnostic technology comprised of steps wherein excitation light is irradiated onto the observational target area of organic tissue; the autofluorescence light induced by the excitation light and emitted directly by the organic tissue, or the fluorescence light emitted by a chemical injected into the organism, is detected as a two-dimensional image; and the degradation of organic tissue and the condition of diseases such as cancer (for example, the type of disease and the extent of infiltration) is diagnosed from this fluorescence image. Fluorescent diagnostic devices as well as fluorescent observation devices are being developed for conducting such fluorescence observations.

[0003] Autofluorescence occurs when organic tissue irradiated by excitation light emits a fluorescence light with wavelength longer than that of the excitation light. Examples of fluorescent substances in organisms are NADH (nicotinamide adenine dinucleotide), FMN (flavin mononucleotide), and pyridine nucleotide. Nowadays, it is possible to diagnose diseases such as cancer through fluorescence, as

THIS PAGE BLANK

there is a clearer understanding of the correlation between diseases and the fluorescence of internal organic matter.

[0004] In the case of fluorescent injections, substances such as HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA (δ-amino levulinic acid) are injected. These substances have the characteristic of accumulating in cancerous cells; hence the diseased area can be diagnosed by injecting these substances into the body and examining the fluorescence. In another method, fluorescent substances are attached to monoclonal antibodies, and the fluorescent substances accumulate in the diseased area through antigen-antibody reactions.

[0005] As excitation light, laser lights such as excimer lasers, krypton lasers, He-Cd lasers, and chromatic lasers are used, and by irradiating organic tissue with excitation light, a fluorescence image of the observational target area is obtained. This weak fluorescence light induced by the excitation light and emitted by the organic tissue is detected, a two-dimensional fluorescence image is created, and observation and diagnosis is conducted.

[0006] In organic tissue, there is a difference in the intensity and spectrum of the fluorescence light emitted by normal and abnormal tissue. Therefore, by detecting part of the intensity and spectrum of the fluorescence light as a fluorescence image and analyzing this, normal tissue can be differentiated from cancerous lesions, and the affected region can be identified.

[0007] The present applicant proposed a fluorescent diagnostic device for increasing the intensity of a fluorescence image and increasing the image quality of the fluorescence observation image of the observational target area in the Publication of Unexamined Patent Applications Number H7-250804. Also, in this existing example, the outline of diseased parts were made to be displayed.

[0008]

[Problem to be Solved] During abdominal surgery, the extent of excision has been determined, through experience, by the state of the disease; but in the advanced stages of cancer, it is said that there is, in addition to the main lesion, another 10% which are secondary lesions, and there have been instances when these secondary lesions have been overlooked

[0009] During EMR, in which lesions are excised endoscopically, a surgeon's expertise is required to remove the lesion accurately, and under certain conditions, there were cases in which the lesions were not completely removed. A problem exists that when there were secondary lesions, or when the lesion was not completely removed, additional operations or additional treatments becomes necessary, but that decision occurs after diagnosis of the pathology, that is, at least a few days after the operation.

[0010] Said Publication of Unexamined Patent Applications Number H7-250804 describes a technique for displaying the outline of a lesion by observing and processing the autofluorescence light endoscopically. But although the lesion is displayed clearly in this existing example, during excision using procedures such as EMR, the expertise of a surgeon, as stated above, is necessary, and under certain circumstances there was a possibility that parts of the lesion were being left behind.

[0011] (Objective of the Invention) The objective of the present invention, in accordance with the points described above, is to provide a fluorescent diagnostic device capable of observing excised tissue containing lesions using fluorescence light; and by diagnosing secondary lesions or lesions left behind after EMR, to allow the immediate administration of additional treatment, thus reducing the burden on the patient.

[0012]

[Solution] In subjects such as an excised tissue containing lesions, the distance between the outline of the subject and the outline of the lesion is calculated and displayed through a device comprised of: a light source for generating excitation light for inducing molecular excitation; a stage on which a subject can be mounted; an optical module for irradiating light from said light source onto said subject; an imaging device for imaging the reflected image from said subject and the fluorescence image induced by said excitation light; an image

processing device for creating the image imaged by said imaging device, detecting the outline of said subject and the outline of lesions contained inside said subject, and calculating the on-image distance between said outline of the subject and said outline of the lesions; and a display means for displaying information associated with said on-image distance. From this, the operator is able to promptly diagnose secondary lesions or lesions left behind after EMR, and is able to conduct necessary treatment according to the diagnostic result immediately.

[0013]

[Embodiment of the Invention] The embodiments of the present invention are explained below, with reference to the drawings.

(First Embodiment) Figure 1 to Figure 4 are associated with the first embodiment of this invention. Figure 1 is a full schematic diagram of the first embodiment of the present invention's fluorescent diagnostic device, Figure 2 is a frontal diagram showing the rotary filter with colour transmission filters attached, Figure 3 is a flow chart showing the processing details of the image processing circuit, and Figure 4 is a drawing showing a sample display of the images displayed on the colour monitor.

[0014] As shown in Figure 1, the fluorescent diagnostic device 1 of the first embodiment of the present invention possesses a mercury lamp, a high-pressure metal vapour discharge lamp such as a xenon lamp, or a high-intensity discharge lamp (henceforth abbreviated as HID lamp) 3 lit by the lamp electric source supplied by lamp electric source circuit 2. This HID lamp 3 generates, for example, a wide-spectrum light comprising of short-wavelength ultraviolet light to long-wavelength red light.

[0015] The light source is formed such that the light from HID lamp 3 is selectively generated into excitation light in the ultraviolet to blue spectral range by a bandwidth-limiting band pass filter 4 which is positioned on the light path and is shuntable as indicated by arrow A.

[0016] This light is condensed by illumination lens 5 placed along its light path. A prescribed bandwidth, which includes part of the bandwidth of the excitation light, is reflected at dichroic mirror 6 and is irradiated onto the mount of movable stage 7 which is positioned on the light path of this reflected light. This is structured such that the excised tissue subject 8, which is mounted on this mount, is irradiated evenly.

[0017] This movable stage 7 is freely movable, by stage driving gear 9, along the x-axis indicated by the arrow X and along the y-axis perpendicular to this x-axis (perpendicular to the paper surface in Figure 1). By moving movable stage 7 two-dimensionally, the position of subject 8 can be established such that it is most suited for observation. Also, an imaging camera 11 is mounted such that the light from said light source is irradiated onto said subject 8, and the fluorescence light at a prescribed wavelength and the reflected light from subject 8 are imaged.

[0018] That is, part of the light reflected off of subject 8 and transmitted through dichroic mirror 6, and the fluorescence light from subject 8 induced by the excitation light are condensed by shuntable lens 12, shown by the arrow B, placed along the path of said reflected light. These are then guided into rotary filter 13 equipped with filters which enable observation of the fluorescence light at a prescribed wavelength and the reflected light at multiple spectral bandwidths.

[0019] That is, this rotary filter 13, as shown in Figure 2, is equipped with three radially arranged fan-shaped colour transmission filters 14a, 14b, and 14c, which respectively transmit red (R), green (G), and blue (B) light.

[0020] The center of this rotary filter 13 is for example attached to the rotational axis of stepping motor 15. By rotationally driving this stepping motor 15 with motor driving circuit 16, colour filter 14j (j=a, b, c) can be selectively positioned along the light path.

[0021] Furthermore, red transmission filter 14a is a low pass or long pass filter which transmits wavelengths longer than 620 nm, green transmission filter 14b is a band pass filter which transmits light with wavelengths from 480 to 520 nm, and blue transmission filter 14c is

THIS PAGE BLANK (USPTO)

a narrow-band band pass filter which transmits light near the wavelengths of, for example, 437 nm or 442 nm.

[0022] Furthermore, an ultraviolet transmission filter which transmits light in the ultraviolet wavelength can be used instead of blue transmission filter 14c. This ultraviolet transmission filter is a narrow-band band pass filter which transmits light near the wavelength of 405 nm.

[0023] The light transmitted through rotary filter 13, as shown by arrow C, forms an image on image intensifying CCD (henceforth abbreviated ICCD) as video data, via a zoom lens module 18 which forms an image by moving at least some of the lenses along the direction of the light path.

[0024] By way of example, the selectively reflective characteristic of dichroic mirror 6 has a mixed function of reflection and transmission in the immediate vicinity of the reflected bandwidth, so the blue bandwidth which is irradiated onto subject 8 as excitation light is partly transmitted and directed into rotary filter 13. For example, if blue transmission filter 14c on rotary filter 13 is positioned along the light path, the image of subject 8 is imaged.

[0025] Also, when red or green transmission filter 14a or 14b is positioned along the light path, the fluorescence image of subject 8 is imaged. The image signal imaged by ICCD19 is inputted into colour control unit (henceforth abbreviated CCU) 21, is signal processed, and the video signal is generated.

[0026] the output signal from this CCU 21 is inputted into image processing circuit 22. In regards to this input video signal, the outline of subject 8 and outline of the lesions are image processed. The result of the image processing is outputted to a display means which is a colour monitor 23.

[0027] Then on colour monitor 23, the outline of the lesion is displayed along with the image of subject 8, and the distance between the outline of subject 8 and the outline of the lesion are displayed.

[0028] To explain more concretely, in regard to the video signal corresponding to the image of subject 8 taken while blue transmission filter 14c of rotary filter 13 was positioned along the light path, image processing circuit 22 performs an outline-detecting process, detects the outline of the subject, and outputs to colour monitor 23 which displays the outline of subject 8.

[0029] Also, in regard to the video signal corresponding to the fluorescence image, image processing circuit 22 performs an outline-detection procedure on the lesion. In this case, for example in the red fluorescence image, there is not a great difference in the intensity level between normal parts and diseased parts; but in the green fluorescence image, there is a greater difference in intensity levels between normal parts and diseased parts.

[0030] Therefore, by comparing the local intensity in the red fluorescence image and green fluorescence image, the parts can be diagnosed as being diseased or not, and this process is performed in image processing circuit 22.

[0031] Then, at the same time that the lesion's outline is displayed on colour monitor 23 in this embodiment, image processing circuit 22 additionally performs a calculation or measurement of the on-image distance between the outline of the subject and the outline of the lesion along the perimeter of the lesion, and displays on colour monitor 23 the minimum value of the distances calculated over each direction.

[0032] Stage driving device 9 and motor driving circuit 16 are connected to computer 24. Computer 24 controls the movement of movable stage 7 by stage driving device 9 and of rotary filter 13 by motor driving circuit 16. This computer 24 is connected to image processing circuit 22 as well, and controls the image processing.

[0033] Next, the operation of the present embodiment is explained. First, HID lamp 3 generates a light containing white light, from which ultraviolet to blue excitation light is extracted using band pass filter 4. This excitation light is irradiated evenly, via an illumination lens 5 and dichroic mirror 6, onto a subject 8, consisting of diagnostic tissue excised for example by EMR, which is placed on

movable stage 7 for testing or diagnosing whether parts of the lesion have been left behind.

[0034] At this time, autofluorescence ranging from green to red light is emitted by subject 8. This autofluorescence light and reflected light are selectively transmitted through rotary filter 13, and imaged with ICCD 19 via lens 12 and zoom lens module 18.

[0035] At this time, as shown in Figure 2, rotary filter 13 is equipped, in the direction of rotation, with blue filter 14c which transmits blue light, green filter 14b which extracts the green range of the autofluorescence light, and red filter 14a which extracts the red range of the auto-fluorescent light. Light at each bandwidth is extracted selectively using these transmission filters 14c etc.

[0036] These images are imaged by camera 11 with ICCD 19 built in, transformed into video signals at CCU 21, and inputted into image processing circuit 22. At image processing circuit 22, as shown in Figure 3, first, the reflected image extracted by blue filter 14c of said rotary filter 13 is analyzed; step S1, which is the extraction of the outline of subject 8, is performed; and thus the outline of subject 8 is extracted.

[0037] In order to conduct this outline extraction, methods such as image differentiation can be used. That is, image processing circuit 22 possesses a two-dimensional differentiation filter for extracting outlines and by using this two-dimensional differentiation filter, obtains the signal resulting from the process of differentiating between neighbouring image pixels, and detects or extracts the outline.

[0038] Next, step S2, a process in which the lesion is extracted, is performed. That is, said rotary filter 13 is switched to green filter 14b and red filter 14a, and the lesion is imaged by its autofluorescence.

[0039] Then, step S3, in which the lesions' outline is extracted, is performed, and the outline is extracted. Then, step S4 is performed, such that the distance between the outline of subject 8 and the outline of the lesion, or more concretely, the two-dimensional distance from the outline of the lesion to the outline of the subject surrounding it, is measured or calculated.

[0040] Furthermore, in the case of calculating the distance over the image, computer 24 outputs information regarding the movement of movable stage 7 over a fixed distance via stage driving device 9 to image processing circuit 24, and using this, image processor 22 extracts the absolute distance by extracting the movement amount corresponding to the on-image distance. The next step S5 is a process in which the minimum distance associated with the distances over each direction measured at step S4 is calculated.

[0041] This calculated minimum value is, as shown in Figure 4, displayed as the calculated minimum distance on colour monitor 23. For example, as shown in Figure 4 (A), an ample distance between the outline of subject 8 and the outline of lesion 26 indicates that lesion 26 has been excised correctly. That is, the whole of lesion 26 is contained entirely inside the excised tissue of subject 8, and in Figure 4 (A), the minimum value of this distance is 1 cm.

[0042] On the other hand, in Figure 4 (B), the outline of subject 8 and the outline of lesion 26 overlap. That is, when the distance is 0 cm, there is a possibility of a lesion having been left behind where the distance is 0 cm, and additional treatment is necessary.

[0043] Furthermore, in the present embodiment, as shown in Figure 4 (B), not only the minimum value of the distance between both outlines is shown, but a secondary lesion 27 is detected along with lesion 26, and when secondary lesion 27 exists, the number of lesion 26 and secondary lesions 27 (2 locations, at the bottom left of Figure 4 (B)) is displayed. Therefore, whether the secondary lesion was excised or not can be confirmed as well, and by this confirmation, the overlooking of secondary lesions can be prevented. Furthermore, in the case of Figure 4(B), that lesion 27 has not been left behind is confirmed, but in the case of Figure (A), if the lesion had existed, it would mean that the lesion had been overlooked during excision, and treatment to excise the secondary lesion becomes necessary.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

[0044] According to this embodiment, in regard to the excised tissue, whether parts of lesion 26 have been left behind can be diagnosed immediately and the results displayed on a display means, so if the lesion had been left behind, additional treatment can be conducted immediately, thus reducing the burden on the patient, and reliably preventing a recurrence. Also, secondary lesions 27 are displayed, so the overlooking of secondary lesions can be prevented.

[0045] Furthermore, as shown in Figure 4 (B), the device can be configured such that the operator can be alerted visually by displaying the parts where the distance is 0 with a thick line in a noticeable colour, or by marking them with a prescribed mark 28.

[0046] Furthermore, in the present embodiment, if the tissue of subject 8 is large, zoom lens module 18 can be moved to reduce the magnification and image the whole tissue, and if the entire tissue cannot be imaged even then, the whole can be imaged by moving movable stage 7.

[0047] Also, the magnification of zoom lens module 18 can be reduced to establish the whole tissue inside the image viewing field for observation or diagnosis. The magnification of zoom lens module 18 can be increased for more detailed examinations of a location.

[0048] Furthermore, when there are secondary lesions, the outline of this secondary lesion can be extracted, the distance between this outline and the outline of the subject can be calculated, and the distance information such as the minimum distance can be displayed.

[0049] That is, it is acceptable to detect the lesion and decide if the lesion parts are multiple parts which are not connected 2-dimensionally, and if there are multiple parts, then to extract the outline of these multiple parts, measure the distance to the outline of the subject, and for each lesion part in the multiple parts, display the minimum distance. If this is done, left-over lesions can be diagnosed even for secondary lesions, and when additional treatment is necessary, it can be administered immediately.

[0050] (Second Embodiment) In Figure 1, multiple images, such as the image of subject 8 and the images of lesions, are obtained with a single imaging means via the three filters mounted on rotary filter 13, but in this embodiment, fluorescent diagnostic device 31 is realized using an imaging camera 32 equipped with an ICCD 19a which senses reflected light and an ICCD 19b which senses fluorescence light.

[0051] This fluorescent diagnostic device 31, in regard to the fluorescent diagnostic device 1 in Figure 1, for example possesses a rotary filter 13', in place of rotary filter 13, which is equipped with a red transmission filter 14a and green transmission filter 14b. A dichroic mirror 33 is positioned between lens 12 and this rotating mirror 13', and this dichroic mirror reflects the excitation light and transmits the fluorescence light.

[0052] Dichroic mirror 33, for example, has the characteristic of reflecting at a wider bandwidth than the reflective bandwidth of dichroic mirror 6, such that the excitation light which was reflected from subject 8 and transmitted through dichroic mirror 6 is completely reflected. By making the quality of splitting reflected light and fluorescence more complete, an excitation light cutting filter can additionally be placed in front of rotary filter 13' so that reflected light does not leak into the fluorescence image.

[0053] The light reflected by dichroic mirror 33 is transferred through zoom lens module 18a to ICCD 19a, which is the imaging means for reflected light. Also, the light transmitted through dichroic mirror 32 is transferred through zoom lens module 18b to ICCD 19b, which is the imaging means for fluorescence light.

[0054] The output signals from ICCD 19a and 19b are inputted into CCU 21. Video signals corresponding to the reflected light image imaged with reflected light and video signals corresponding to the fluorescence image imaged from fluorescence light are generated, and each is inputted into image processing circuit 22. The remaining configuration is identical to that of the first embodiment.

[0055] At image processing circuit 22, a process that is almost the same as that in the first embodiment is performed. For example, for the video signal corresponding to the reflected light image, the

outline of subject 8 is detected through image processing. Also, for the video signal corresponding to the fluorescence image, the outlines of the lesions are detected through image processing.

[0056] Additionally, for the outline of subject 8 and the outlines of the lesions, the distance between the both types of outlines is calculated, the minimum value of the distances is calculated, and the minimum distance information is outputted to the colour monitor.

[0057] Also, the operation of the present embodiment is nearly identical to that of the first embodiment. Its effects are also identical to that of the first embodiment, but because the reflected image and the fluorescence image are imaged by separate imaging elements, imaging of the reflected light image and fluorescence image can be conducted in conditions that are ideal for each.

[0058] For example, fluorescence images use very weak light compared to reflected light images, so the amplification at ICCD 19b where fluorescence images are imaged needs to be much greater than that at ICCD 19a where reflected light images are imaged. If both are imaged by the same means, an operation for switching between amplifications is necessary, but because imaging is performed by specialized instead of combined means, the switching operation is unnecessary, and imaging can be performed speedily. Also, the imaging means for imaging fluorescence images can use two ICCDs for imaging.

[0059] Said light source can, as an HID lamp, be any one of a xenon lamp, a mercury lamp, a metal halide lamp, or a mercury xenon lamp, and furthermore, it can be not an HID lamp, but a laser light source such as an argon laser, a He-Cd laser, an excimer laser, or a chromatic laser.

[0060] Furthermore, in the above embodiment, an excitation light is used to obtain a reflected light image, but it is acceptable to obtain a reflected light image using light at other bandwidths.

[0061] Furthermore, as image elements, it is acceptable to use a Cooled CCD instead of ICCD 19. Furthermore, for example in fluorescent diagnostic device 1 in Figure 1, it is acceptable to fix movable stage 7 and make the side containing imaging camera 11 and the light source movable.

[0062] Also, instead of forming a movable stage 7, the device can be configured with an endoscope (for example, endoscope 1 in Figure 1 of Publication of Unexamined Patent Applications Number H7-250804) positioned between subject 8 and dichroic mirror 6, such that the tissue containing the lesion before and during excision can be observed or diagnosed via the endoscope, so that the existence of left-over lesions, for example, can be diagnosed directly.

[0063] [Additional Remarks]

1. A fluorescent diagnostic device characterized by comprising: a light source for generating light in the ultraviolet to blue spectral range; a stage on which a subject can be mounted; an optical module for irradiating light from said light source evenly onto said subject; an imaging device for imaging the fluorescence image reflected light image from said subject; an image processing device for creating the image imaged by said imaging device, detecting the outline of said subject and the outline of lesions contained inside said subject, and calculating the on-image distance between the said outline of the subject and said outline of the lesions; and a display means for displaying information associated with said on-image distance.

[0064] 2. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which said light source is an HID lamp or a laser light source.

3. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 2, in which said light source consists of ultraviolet and/or blue transmission filter which transmits light in the ultraviolet and/or blue range is positioned on the light output side of the HID lamp.

4. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which said imaging device has green and red transmission filters, for extracting fluorescence light from said subject, mounted in front of the imaging element for imaging said subject such that they can be switched between each other.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

[0065] 5. The fluorescence diagnostic device of Additional Remark 4, in which said green transmission filter is a band pass filter which transmits light at least within the wavelength 480 - 520 nm.

6. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 4, in which said red transmission filter is a long pass filter which transmits light at least at wavelengths greater than 620 nm.

7. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which said imaging device possesses imaging elements consisting of an ICCD camera or a cooled CCD camera.

[0066] 8. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which said imaging device has a blue transmission filter which transmits blue light for detecting reflected light installed on the front face of said imaging element such that it can be switched with the green and red filters.

9. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which said image processing device possesses a 2-dimensional differential filter for detecting said outline.

10. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which the minimum value of said information about distance, of the on-image distance between the outline of said subject and the outline of said lesions, is displayed.

11. The fluorescent diagnostic device of Additional Remark 1, in which said display means alerts the operator that there are secondary lesions when the outline of said diseased parts are divided into multiple regions.

[0067]

[Effects] The present invention, as explained above, comprises: a light source for generating excitation light for inducing molecular excitation; a stage on which a subject can be mounted; an optical module for irradiating light from said light source onto said subject; an imaging device for imaging the reflected image from said subject and the fluorescence image induced by said excitation light; an image processing device for creating the image imaged by said imaging device, detecting the outline of said subject and the outline of lesions contained inside said subject, and calculating the on-image distance between the said outline of the subject and said outline of the lesions; and a display means for displaying information associated with said on-image distance. Because of this, in an excised tissue containing lesions, the distance between the outline of this subject and the outline of the lesions is calculated and displayed, so the operator can immediately diagnose if there are secondary lesions or lesions left behind after procedures such as EMR, and using the result of this diagnosis, can conduct necessary treatment immediately. Therefore, the burden on patients can be lessened, while preventing recurrence with certainty.

[Brief Explanation of Drawings]

[Figure 1] Full schematic diagram of the first embodiment of the present invention's fluorescent diagnostic device.

[Figure 2] Frontal diagram showing the rotary filter with colour transmission filters attached.

[Figure 3] Flow chart showing the processing details of the image processing circuit.

[Figure 4] Drawing showing a sample display of images displayed on the colour monitor

[Figure 5] Full schematic diagram of the second embodiment of the present invention's fluorescent diagnostic device.

- 1 ... Fluorescent diagnostic device
- 3 ... HID lamp
- 4 ... Band pass filter
- 5 ... Illuminating lens
- 6 ... Dichroic mirror
- 7 ... Movable stage
- 8 ... Subject
- 9 ... Stage driving gear
- 11 ... Imaging camera
- 13 ... Rotary filter

- 14a, 14b, 14c ... Colour transmission filters
- 15 ... Stepping motor
- 16 ... Motor driving circuit
- 18 ... Zoom lens module
- 19 ... ICCD
- 21 ... CCU
- 22 ... Image processing circuit
- 23 ... Colour monitor
- 24 ... Computer

[Figure 1]

- 2. Lamp electric source
- 3. HID lamp
- 9. Stage driving gear
- 16. Motor driving circuit
- 22. Image processing circuit
- 24. Computer

[Figure 2]

[Figure 3]

Start

Detection of the outline of the subject - S1

Detection of lesion(s) - S2

Detection of the outline of the lesion(s) - S3

Measurement of the distance
between the outline of the subject
and the outline of the lesion(s) - S4

Display of minimum value - S5

End

[Figure 4]

- (A) Distance 1cm
- (B) "2 locations Distance 0cm"

[Figure 5]

- 2. Lamp electric source
- 3. HID lamp
- 9. Stage driving gear
- 16. Motor driving circuit
- 22. Image processing circuit
- 23 "2 locations Distance 0cm"
- 24. Computer

THIS PAGE BLANK (USPTO)

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	(12)[PUBLICATION TYPE] Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 特開平 1 0 - 3 0 9 2 8 1	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 10-309281
(43)【公開日】 平成 1 0 年 (1 9 9 8) 1 1 月 2 4 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] November 24th, Heisei 10 (1998)
(54)【発明の名称】 蛍光診断装置	(54)[TITLE] Fluorescent-diagnosis apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 10/00 1/00 300	(51)[IPC] A61B 10/00 1/00 300
【 F I 】 A61B 10/00 E 1/00 300 D	[FI] A61B 10/00 E 1/00 300 D
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] 1
【出願形態】 O L	[Application form] O L
【全頁数】 7	[NUMBER OF PAGES] 7

JP10-309281-A



(21)【出願番号】

特願平 9 - 1 2 2 6 0 1

(21)[APPLICATION NUMBER]

Unexamined Japanese patent 9-122601

(22)【出願日】

平成 9 年 (1 9 9 7) 5 月 1 3
日

(22)[DATE OF FILING]

May 13th, Heisei 9 (1997)

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

0 0 0 0 0 0 3 7 6

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号

[ADDRESS]

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno, Hitoshi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進 Ito, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

切除した病変部を含む組織に対し、病変部の取り残し等を即座に診断可能にすることにより、診断結果に応じて追加の処置を直ちに行えるようにした蛍光診断装置を提供する。

[SUBJECT]

The fluorescent-diagnosis apparatus which enabled it to perform an additional treatment immediately depending on a diagnostic result is offered by enabling immediate the diagnosis of a remaining part of a disease part etc. in tissue containing the excised disease part.

【解決手段】

H I Dランプ 3 の光は励起光を透過するバンドパスフィルタ 4、レンズ 5、ダイクロイックミラー 6 を経て移動ステージ 7 に載置された被検体 8 に照射され、その反射光及び蛍光を回転フィルタ 1 3 における光路上に配置されるフィルタを順次切り換える等して I C C D 1 9 に導光して、被検体 8 の反射像及び蛍光像を撮像し、C C U 2 1 で映像信号に変換して画像処理回

[SOLUTION]

The light of the HID lamp 3 is irradiated to the examined object 8 mounted to the moving stage 7 through the band-pass filter 4 which transmits excitation light, the lens 5, and the dichroic mirror 6.

The filter in the rotating filter 13 arranged in the optical path is sequentially switched, and the light-guide of that reflected light and fluorescence is performed to ICCD19.

The mirror image and the fluorescent image of the examined object 8 are recorded.

A conversion is performed to a video signal by

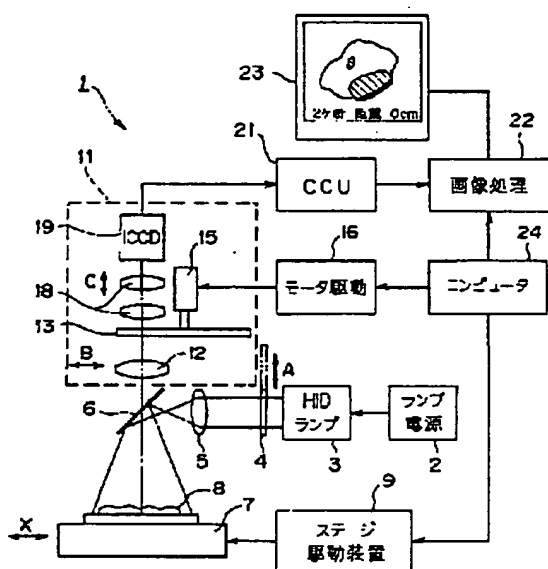
路 22 に入力し、この画像処理回路 22 での画像処理により被検体 8 の輪郭及び病変部の輪郭を検出し、両輪郭間の距離を算出し、算出された距離における最小値を求めてカラーモニタ 23 に被検体像等と共に、距離の最小値を表示し、病変部の取り残しの有無を診断し易いようにした。

CCU21, and it inputs into the image-processing circuit 22.

The image processing in this image-processing circuit 22 detects the outline of an examined object 8, and the outline of a disease part. Distance between both outlines is computed.

The minimum value in the computed distance is calculated. The minimum value of distance is displayed with an examined-object image etc. on the colour monitor 23.

It was made to be easy to diagnose existence of a remaining part of a disease part.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]

refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

3 HIC lamp

23 colour monitor, 2 places – distance 0 cm

【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

励起するための励起光を発生する光源と、
被検体を載置可能なステージと、
前記光源からの光を前記被検体に照射する光学系と、
前記被検体からの反射光像及び前記励起光による蛍光像を撮像する撮像装置と、
前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、
前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、
を設けたことを特徴とする蛍光診断装置。

[CLAIM 1]

A fluorescent-diagnosis apparatus, in which a light source which generates the excitation light for exciting, the stage which can mount an examined object, the optical system which irradiates the light from the above-mentioned light source to the above-mentioned examined object, the image-pick-up apparatus which records the reflected-light image from the above-mentioned examined object, and the fluorescent image by the above-mentioned excitation light, the image recorded with the above-mentioned image-pick-up apparatus is generated.

The outline of the above-mentioned examined object and the outline of the disease part included in the above-mentioned examined object are detected.

The image processor which computes distance in the image between the outline of the above-mentioned examined object, and the outline of the above-mentioned disease part, display means to display information relevant to the above-mentioned distance in the image, these were provided.

【発明の詳細な説明】**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【発明の属する技術分野】**

本発明は蛍光像により切除された被検体の状態を診断する蛍光診断装置に関する。

[TECHNICAL FIELD]

This invention relates to the fluorescent-diagnosis apparatus which diagnoses condition of the examined object excised with the

fluorescent image.

【 0 0 0 2 】**[0002]****【従来の技術】**

胃、大腸等に発生した癌等の病変部を開腹下で切除したり、経内視鏡的に病変部を切除する経内視鏡的切除術（EMR）等の処置法が一般的にある。また、最近、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられており、この蛍光観察を行うための蛍光診断装置或いは蛍光観察装置が開発されている。

[PRIOR ART]

Disease parts, such as cancer generated in the stomach, large intestine, etc., are excised under celiotomy.

Moreover, in general, there are treatment methods, such as the perendoscopic resection (EMR) which excises a disease part perendoscopically.

Moreover, excitation lights are recently irradiated to the observation part of an organism tissue.

These excitation light detect it from an organism tissue, under self-fluorescence, and the fluorescence of the medicine injected into the organism generated directly as a two-dimensional image.

The technique whereby an illness condition (for example, the variety and permeation extent of the illness), such as the modification of an organism tissue or cancer, is diagnosed from that fluorescent image is used, and the fluorescent-diagnosis apparatus or the fluorescent observation apparatus for performing this fluorescent observation is developed.

【 0 0 0 3 】

自家蛍光の観察においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光

[0003]

In observation of self-fluorescence, if excitation lights are irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur.

物質としては、例えばNADH (ニコチンアミドアデニンヌクレオチド), FMN (フラビンモノヌクレオチド), ピリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

【0004】

また、薬物の蛍光の観察において生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD (ヘマトポルフィリン), Photofrin, ALA (δ -amino levulinic acid) 等が用いられる。これらの蛍光剤は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

【0005】

励起光としては例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザなどのレーザ光が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組

It does as the fluorescent material in the organism, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship of factor-matter in the living body and the illness which generate such a fluorescence is becoming clear, and the diagnosis of cancer etc. is possible by these fluorescence.

[0004]

Moreover, HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA(δ -amino levulinic acid), etc. are used as a fluorescent material injected into in the living body in a fluorescent observation of a medicine.

These fluorescence agents have accumulation property, such as towards cancer.

An illness part can be diagnosed by injecting this in the living body and observing its fluorescence.

Moreover, a fluorescent material is added to a monoclonal antibody, and there is also a method of making a disease part accumulate a fluorescent material by an antigen antibody reaction.

[0005]

As excitation light, for example, laser lights, such as an excimer laser, a krypton laser, a He-Cd laser, and a dye laser, are used.

The fluorescent image of the part for observation is obtained by irradiating excitation light to an organism tissue.

The weak fluorescence in the organism tissue

織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。

by this excitation light is detected, a two-dimensional fluorescent image is generated, and observation and a diagnosis are performed.

【0006】

生体組織における蛍光は、正常部と病変部とで蛍光強度及びそのスペクトルが変化する。そこで、蛍光の強度、スペクトルの一部を蛍光画像として検出し、これを分析することで正常部と癌等の病変部とを判別でき、疾患部位を同定することができる。

[0006]

As for the fluorescence in an organism tissue, a fluorescence intensity and its spectrum vary in a normal part and a disease part.

Consequently, it is detected, fluorescent strength and spectrum as a fluorescent image, and a normal part and disease parts, such as cancer, can be distinguished by analyzing this, and an illness part can be identified.

【0007】

本出願人は、特開平7-250804号公報において、蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の蛍光観察画像の画質を向上させた蛍光診断装置を提案している。また、この従来例において、病変部の輪郭を表示するようにしている。

[0007]

This applicant have proposed the fluorescent-diagnosis apparatus which strength of a fluorescent image was raised and the image quality of the fluorescent observation image of the part for observation is improved, in unexamined-Japanese-patent-No. 7-250804 gazette.

Moreover, in this prior art example, it is made to display the outline of the disease part.

【0008】**[0008]**

【発明が解決しようとする課題】

開腹下の手術では、切除範囲を病変の状態から経験的にその範囲を決めているが、進行癌では主病変の他に1割程度の副病変があると言われており、その副

[PROBLEM ADDRESSED]

In surgery under celiotomy, that range is experientially decided for the cutting-off range from the condition of the disease.

However, from progressed cancer, it is said that the supplementary disease of about ten percent other than a main disease occurs, and

病変を見逃すことがあった。

that supplementary disease might be overlooked.

【0009】

経内視鏡的に病変部を切除するEMRでは、正確に病変部を取るためには医師の熟練を必要とし、状況によっては取り残しが発生することがあった。副病変があった場合や、取り残しがあった場合には、再手術を行ったり、追加の治療が必要になることがあるが、その判断は病理診断の後、つまり、早くとも数日後にならなければ分からないといった問題があった。

[0009]

In EMR which excises a disease part perendoscopically, in order to remove the disease part correctly, skill of the doctor is needed.

The remaining part might occur according to the situation.

Additional surgery is performed, when there is a remaining part, and for the case where a supplementary disease occurs.

Moreover, an additional treatment may be needed.

However, after that judgment of pathology diagnosis, there was a problem of in other words requiring several days to know the result.

【0010】

上記特開平7-250804号公報では、経内視鏡的に自家蛍光を観察及び処理することにより、病変部の輪郭を表示する技術を開示しているが、この従来例では、病変部を明確に示すことができるものの、EMR等の切除では、前述のように医師の熟練を必要とし、状況によっては、取り残しが発生する可能性があった。

[0010]

In the above-mentioned unexamined-Japanese-patent-No. 7-250804 gazette, the technique which displays the outline of a disease part is disclosed by observing and processing the self-fluorescence perendoscopically.

However, this prior art example can show a disease part clearly.

But, in the resection of EMR etc., skill of the doctor is needed as mentioned above.

The remaining part may occur according to the situation.

【0011】

(発明の目的) 本発明は、上述した点に鑑みてなされたもの

[0011]

(Objective of invention)

This invention was formed in consideration of

で、切除した病変部を含む組織を蛍光で観察し、副病変やEMR後の取り残しを即座に診断することにより、その場で追加の処置を可能とし、患者の負担を少なくすることができる蛍光診断装置を提供することを目的とする。

the performed above-mentioned end, and observes the tissue containing the excised disease part by fluorescence.

By diagnosing immediately the remaining part after a supplementary disease or EMR, additional treatment is made possible on that occasion.

It aims at offering the fluorescent-diagnosis apparatus which can make a patient's burden low.

【0012】

[0012]

【課題を解決するための手段】
励起するための励起光を発生する光源と、被検体を載置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に照射する光学系と、前記被検体からの反射光像及び前記励起光による蛍光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、を設けることにより、切除した病変部を含む組織などの被検体に対してその被検体の輪郭と病変部の輪郭との間の距離が算出して表示されるので、術者は副病変やEMR後の取り残しを即

[SOLUTION OF THE INVENTION]

With the light source which generates the excitation light for exciting, the stage which can mount an examined object, the optical system which irradiates the light from the above-mentioned light source to the above-mentioned examined object, and the image-pick-up apparatus which records the reflected-light image from the above-mentioned examined object, and the fluorescent image by the above-mentioned excitation light, the image recorded with the above-mentioned image-pick-up apparatus is generated.

The outline of the above-mentioned examined object and the outline of the disease part included in the above-mentioned examined object are detected.

The image processor which computes distance in the image between the outline of the above-mentioned examined object, and the outline of the above-mentioned disease part, and display means to display information relevant to the

座に診断でき、その診断結果によって必要な処置を直ちに行うことができる。

above-mentioned distance in the image, because the distance between the outline of that examined object and the outline of a disease part computes and is displayed to examined objects, such as the tissue containing the disease part excised by providing these, an operator can diagnose immediately the remaining part after a supplementary disease or EMR.

That diagnostic result can perform a required treatment immediately.

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態) 図1ないし図4は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の蛍光診断装置の全体構成図、図2は色透過フィルタが取り付けられた回転フィルタを示す図、図3は画像処理回路22の処理内容を示すフローチャート図、図4はカラーモニタに表示される画像等の表示例を示す図である。

【0014】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光診断装置1は、ランプ電源回路2から供給されるランプ電源により点灯さ

[0013]

[Embodiment]

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to a drawing.

(First embodiment) Fig. 1 or 4 concerns the first embodiment of this invention.

Fig. 1 is an entire block diagram of the fluorescent-diagnosis apparatus of the first embodiment of this invention. Fig. 2 is a diagram showing the rotating filter with which the colour permeation filter was attached. Fig. 3 is a flowchart diagram showing the content of a process of the image-processing circuit 22. Fig. 4 is a diagram showing the examples of a display, such as the image displayed by the colour monitor.

[0014]

As shown in Fig. 1, for the fluorescent-diagnosis apparatus 1 of the first embodiment of this invention, it has a high pressure metal vapour discharge lamp or the high-intensity discharge

れる水銀ランプ、メタルハライドランプ、キセノンランプ等の高圧金属蒸気放電ランプ或いは高輝度放電ランプ（以下、H I Dランプと略記）3を有する。

このH I Dランプ3は例えば紫外線の短波長域から赤の波長域までの広範囲の波長域の光を発生する。

【0015】

このH I Dランプ3の光はその光路上に矢印Aで示すように待避可能に配置される帯域制限するバンドパスフィルタ4により励起光となる紫外から青色の領域の光を選択的に発生する光源を形成している。

【0016】

この光はその光路上に配置された照明レンズ5で集光され、ダイクロイックミラー6で励起光の波長域の一部を含む所定の波長域の光を反射してその反射光路上に配置された移動可能な移動ステージ7の載置台を照射できるようにしている。そして、この載置台に載置される切除された組織等の被検体8をほぼ均一に照明できるようにしている。

【0017】

この移動ステージ7はステージ駆動装置9により、矢印Xで示

lamps (below and HID lamp and abbreviation) 3, such as the mercury lamp lighted by the lamp power supply supplied from the lamp power supply circuit 2, a metal halide lamp, and a xenon lamp.

This HID lamp 3 generates the light of the wide range wavelength range from the short-wave length region of ultraviolet to the red wavelength range, for example.

[0015]

The light of this HID lamp 3 is by that band-pass filter 4 that is arranged as arrow A shows in the optical path with band-limit and so that it can be shunted, the light source which generates selectively the light of the area of ultraviolet to blue functioning as the excitation light is formed.

[0016]

This light is condensed with that illumination lens 5 arranged in the optical path.

The light of the predetermined wavelength range which includes a part of wavelength range of excitation light by the dichroic mirror 6 is reflected. It enables it to irradiate the mount stand of the movable moving stage 7 arranged in that reflecting optical path.

And, it enables it to illuminate almost uniformly the examined objects 8, such as the excised tissue which is mounted on this mount stand.

[0017]

This moving stage 7 is movable to x axial direction and y axial direction (direction

すように x 軸方向と、この x 軸に垂直な y 軸方向（図 1 の紙面に垂直な方向）に移動自在であり、この移動ステージ 7 を 2 次元的に移動することにより被検体 8 を観察するのに適した位置に設定することができる。また、前記光源からの光を前記被検体 8 に照射し、被検体 8 側からの特定の波長の蛍光及び反射光を画像化する撮像カメラ 11 が設けられている。

【0018】

つまり、被検体 8 での反射光でダイクロミックミラー 6 を透過した一部の反射光と、被検体 8 からの励起光に基づく蛍光は前記反射光路上に矢印 B で示すように待避可能なレンズ 12 で集光され、さらに特定の波長の蛍光及び反射光を観察するために複数の帯域で検出可能なフィルタが組み込まれた回転フィルタ 13 に導光できるようにしている。

【0019】

つまり、この回転フィルタ 13 には図 2 に示すように赤（R）、緑（G）、青（B）の光をそれぞれ透過する色透過フィルタ 14a、14b、14c が円周方向に 3 つ扇状に設けられている。

perpendicular to the paper surface of Fig. 1) perpendicular to this x axis, as arrow X shows with the stage drive unit 9.

It can set as the position suitable for observing an examined object 8 by moving this moving stage 7 two-dimensionally.

Moreover, the light from the above-mentioned light source is irradiated to the above-mentioned examined object 8.

The image-pick-up camera 11 which image-ises the specific fluorescence and the specific reflected light of a wavelength beside an examined object 8 is provided.

[0018]

In other words, the fluorescence based on the partial reflected light which transmitted the dichroic mirror 6 by the reflected light in an examined object 8, and the excitation light from an examined object 8 is condensed with the lens 12 which can shunt, as arrow B shows in the above-mentioned reflecting optical path.

Furthermore it can guide the light to the rotating filter 13 with which the detectable filter was included in several bands, in order to observe the specific fluorescence and the specific reflected light of a wavelength.

[0019]

In other words, as shown in this rotating filter 13 in Fig. 2, red (R), green (G), and blue (B) light, the colour permeation filters 14a, 14b, and 14c respectively transmitted are, in the direction of the periphery provided as three fan shapes.

【0020】

この回転フィルタ13はその中心が例えばステッピングモータ15の回転軸に取り付けられ、このステッピングモータ15をモータ駆動回路16により回転駆動することで、光路上に配置される色フィルタ14j (j = a, b, c) を選択設定できるようにしている。

[0020]

On that centre is installed this rotating filter 13, for example, to the revolving shaft of stepping motor 15.

It can be the selection setup of the colour-filter 14j(j=a, b, c) arranged in the optical path made by performing the rotation drive of this stepping motor 15 by the motor drive circuit 16.

【0021】

なお、赤色透過フィルタ14aは620nm以上の波長を透過するローパスフィルタ或いはロングパスフィルタで、緑色透過フィルタ14bは480から520nmの波長の光を透過するバンドパスフィルタで、青色透過フィルタ14cは例えば437nm、或いは442nm等の波長付近の光を透過する狭帯域のバンドパスフィルタである。

[0021]

In addition, red-colour permeation filter 14a is the low-pass filter or the long path filter which transmits the wavelength of 620 nm or more. Green permeation filter 14b is the band-pass filter which transmits a light with a wavelength of 520 nm from 480. Blue permeation filter 14c is a narrow banded band-pass filter which transmits the light near the wavelength of 437 nm or 442 nm, for example.

【0022】

なお、青色透過フィルタ14cの代わりに紫外の波長の光を透過する紫外透過フィルタを採用しても良い。この紫外透過フィルタは例えば、405nmの波長付近の光を透過する狭帯域のバンドパスフィルタである。

[0022]

In addition, the ultraviolet permeation filter which transmits the light of an ultraviolet wavelength instead of blue permeation filter 14c may be adopted.

This ultraviolet permeation filter is a narrow banded band-pass filter which transmits the light near the 405 nm wavelength, for example.

【0023】

回転フィルタ13を透過した光

[0023]

The light which transmitted the rotating filter 13

は矢印Cで示すように少なくとも一部のリニズを光軸方向に移動することにより変倍して結像するズームレンズ18を介して撮像素子としてのイメージンテンシファイア付CCD（以下、ICCDと略記）19に結像する。

【0024】

例えば、ダイクロイックミラー6の選択的な反射特性はその反射波長域の裾付近等の波長では透過と反射の機能が混ざったような特性を示すので、被検体8に照射された励起光としての青の波長域は一部が透過して回転フィルタ13に導光され、例えばこの回転フィルタ13の青透過フィルタ14cが光路上に設定されている場合には被検体8の像が撮像される。

【0025】

また、赤或いは緑の色透過フィルタ14a又は14bが光路上に配置された場合には被検体8からの蛍光画像が撮像される。ICCD19により撮像された画像信号はカメラコントロールユニット（以下、CCUと略記）21に入力され、信号処理されて映像信号が生成される。

【0026】

image-forms a partial lens to CCD 19 with an image intensifier as an image-pick-up element (below, ICCD abbreviation) by moving in the direction of an optical axis via the zoom lens 18 which performs a variable magnification and is image-formed, at least, as arrow C shows.

[0024]

Because the selective reflecting characteristic of a dichroic mirror 6, for example, shows the characteristic with which function of a permeation and a reflection was mixed on wavelengths, such as near the edge of that reflected-wave length region, one part transmits the wavelength range of the blue as excitation light irradiated to the examined object 8, and a light-guide is performed to the rotating filter 13.

For example, when blue permeation filter 14c of this rotating filter 13 is set up in the optical path, the image of an examined object 8 is recorded.

[0025]

Moreover, when red or green colour permeation filter 14a or 14b has been arranged in the optical path, the fluorescent image from an examined object 8 is recorded.

The image signal recorded by ICCD19 is input into the camera control unit (below, CCU abbreviation) 21, signal processing is performed and a video signal is generated.

[0026]

このCCU21からの出力信号は画像処理回路22に入力され、入力される映像信号に対して被検体8の輪郭及び病変部の輪郭検出等の画像処理し、画像処理された結果を表示手段としてのカラーモニタ23に出力する。

【0027】

そしてカラーモニタ23の画面に、被検体8の画像と共に病変部の輪郭が表示され、さらに被検体8の輪郭と病変部の輪郭間の距離などが表示されるようにしている。

【0028】

より具体的に説明すると、回転フィルタ13の青透過フィルタ14cを光路上に設定されている状態での被検体8の像に対応する映像信号に対し、画像処理回路22は輪郭検出の処理を行い、被検体の輪郭を検出し、カラーモニタ23に出力し、被検体8の輪郭を表示する。

【0029】

また、蛍光像に対する映像信号に対し、画像処理回路22は病変部の輪郭検出を行う。この場合、例えば赤の蛍光像は正常部位と病変部位とで大きな差異のない強度レベルとなるが、緑の蛍光像はこれに比べて正常部位

This output signal from CCU21 is input into the image-processing circuit 22.

The outline of an examined object 8, the outline detection of a disease part, etc. perform an image processing to the video signal input.

The result by which the image processing was performed is output to the colour monitor 23 as display means.

[0027]

And the outline of a disease part is displayed with the image of an examined object 8 on the screen of the colour monitor 23.

Furthermore the distance between the outline of an examined object 8 and the outline of a disease part etc. is made to display.

[0028]

If it explains more concretely, the image-processing circuit 22 will process an outline detection to the video signal which corresponds to blue permeation filter 14c of the rotating filter 13 to the image of the examined object 8 in the condition of being set up in the optical path.

The outline of an examined object is detected, it outputs to the colour monitor 23, and the outline of the examined object 8 is displayed.

[0029]

Moreover, the image-processing circuit 22 performs the outline detection of a disease part to the video signal opposing to the fluorescent image.

In this case, a red fluorescent image is the strong level which does not have a large variant by the normal part and the disease part.

と病変部位とで大きく異なる強度レベルとなる。

However, a fluorescent green image is the strong level in which a normal part is largely different from the disease part compared with this.

【0030】

従って、撮像された赤の蛍光像と緑の蛍光像とにおける各部でその強度を比較することにより、病変部で有るか否かを判断することができ、画像処理回路22ではこの処理を行う。

[0030]

Therefore, it can judge whether it is in a disease part by comparing that strength in each part in the red fluorescent image recorded and a fluorescent green image.

This process is performed in image-processing circuit 22.

【0031】

そして、病変部の輪郭をカラーモニタ23で表示させるようにすると共に、本実施の形態では画像処理回路22はさらに画像上において、被検体の輪郭と病変部の輪郭との距離病変部の周囲の方向に対して測定或いは算出する処理を行い、算出された各方向の距離における距離の最小値等の距離情報をカラーモニタ23に表示するようにしている。

[0031]

And, while it is made to make the outline of the disease part display with the colour monitor 23, in this embodiment, furthermore for the image-processing circuit 22 concerning the image, for the distance of the outline of an examined object, and the outline of a disease part, a process to measure or compute in the direction of the perimeter of a disease part is performed.

It is made to display distance information, such as the minimum value of distance in the distance of each computed direction, on the colour monitor 23.

【0032】

ステージ駆動装置9、モータ駆動回路16はコンピュータ24と接続され、ステージ駆動装置9による移動ステージ7の移動、モータ駆動回路16による回転フィルタ13はコンピュータ24で制御される。また、このコンピュータ24は画像処理

[0032]

The stage drive unit 9 and the motor drive circuit 16 are connected with computer 24.

The rotating filter 13 by moving of the moving stage 7 by the stage drive unit 9 and motor drive circuit 16 is controlled by computer 24.

Moreover, as for this computer 24, the image-processing circuit 22 is connected, and image processing is controlled.

回路 2 2 とも接続され、画像処理を制御する。

【 0 0 3 3 】

次に本実施の形態の作用を説明する。まず、H I D ランプ 3 により白色光を含む光を発生し、バンドパスフィルタ 4 により紫外ないしは青色の励起光を抜き出す。その励起光を照明レンズ 5 及びダイクロイックミラー 6 を介し E M R 等により切除し、病変の取り残しの有無を検査或いは診断しようとして移動ステージ 7 に載置した診断用組織等の被検体 8 に均一に照射する。

【 0 0 3 4 】

この時、被検体 8 からは緑色から赤色にかけて自家蛍光が発生する。その自家蛍光及び反射光を回転フィルタ 1 3 を選択的に透過させ、レンズ 1 2、ズームレンズ系 1 8 等を介して I C C D 1 9 で撮像する。

【 0 0 3 5 】

この時、回転フィルタ 1 3 には図 2 に示すように、青色の光を透過させる青色フィルタ 1 4 c と自家蛍光の緑色領域を検出する緑色フィルタ 1 4 b と、自家蛍光の赤色領域を検出する赤色フィルタ 1 4 a が回転方向に順次配置されている。これらの系

[0033]

Next the effect of this embodiment is explained. First, the light which includes white light with the HID lamp 3 is generated.

Ultraviolet or blue excitation light is extracted with the band-pass filter 4.

That excitation lights are excised by EMR etc. via the illumination lens 5 and the dichroic mirror 6.

It irradiates uniformly to the examined objects 8, such as the tissue for a diagnosis which it is going to examine or diagnose existence of a remaining part of a disease, and was mounted to the moving stage 7.

[0034]

At this time, a self-fluorescence occurs from red to green colour for the examined object 8.

The rotating filter 13 is made to transmit selectively that self-fluorescence and reflected light.

It records by ICCD19 via lens 12, zoom-lens group 18, etc.

[0035]

As shown in the rotating filter 13 in Fig. 2 at this time, blue filter 14c which makes blue light transmit, and green filter 14b which detects the green area of the self-fluorescence, and a red colour-filter 14a which detects the red-colour area of the self-fluorescence is sequentially arranged in the rotation direction.

These thread permeation filters 14c etc.

透過フィルタ 14 c 等によって、各波長帯域で光を選択的に検出する。 detect light selectively at each wavelength band.

【 0 0 3 6 】

ICCD 19 を内蔵した撮像カメラ 11 で撮像したそれらの像は、CCU 21 で映像信号に変換され、画像処理回路 22 に入力される。画像処理回路 22 では、図 3 に示すように、まず、前記回転フィルタ 13 の青色フィルタ 14 c で検出した反射光像を分析し、ステップ S1 の被検体 8 の輪郭検出の処理を行い、被検体 8 の輪郭を検出する。

[0036]

The conversion of those images recorded with the image-pick-up camera 11 which contained ICCD19 is performed to a video signal by CCU21, and it inputs into the image-processing circuit 22.

As shown in Fig. 3, the reflected-light image detected by blue filter 14c of the above-mentioned rotating filter 13 is analyzed first in the image-processing circuit 22.

The outline detection of the examined object 8 of step S1 is processed.

The outline of an examined object 8 is detected.

【 0 0 3 7 】

この輪郭検出を行うには画像微分等の手法を用いることができる。つまり、画像処理回路 22 は輪郭を検出するための 2 次元微分フィルタを有し、この 2 次元微分フィルタを用いて隣接する画素間での微分処理した信号を得て、輪郭を抽出或いは検出する。

[0037]

Techniques, such as image differentiation, can be used for performing this outline detection.

In other words, the image-processing circuit 22 has a two-dimensional differential filter for detecting an outline.

The processed differential signal between the adjoining pixels using this two-dimensional differential filter is obtained, and an outline is extracted or detected.

【 0 0 3 8 】

次に、ステップ S2 の病変部を検出する処理を行う。つまり、前記回転フィルタ 13 を緑色フィルタ 14 b 及び赤色フィルタ 14 a に切り換え、自家蛍光像

[0038]

Next, a process which detects the disease part of step S2 is performed.

In other words, the above-mentioned rotating filter 13 is switched to green filter 14b and red colour-filter 14a.

より病変部を画像化する。

A disease part is made into an image from a self-fluorescence image.

【0039】

そして、ステップS3の病変部の輪郭検出の処理を行い、輪郭を検出する。更に、ステップS4の被検体8の輪郭及び病変部の輪郭間の距離、より具体的には病変部の輪郭からその周囲の被検体の輪郭に至る距離を2次元面で測定或いは算出する処理を行う。

[0039]

And, the outline detection of the disease part of step S3 is processed.

An outline is detected.

Furthermore, distance between the outline of the examined object 8 of step S4, and the outline of the disease part, and with the distance more specifically to the outline of the examined object perimeter from the outline of a disease part, a process measured or computed a surface two-dimensionally is performed.

【0040】

なお、画像上における距離を算出する場合、コンピュータ24はステージ駆動装置9を介して移動ステージ7を一定距離移動した情報を画像処理回路24に出力することにより、画像処理回路22は画像上での対応する移動量を検出して距離の絶対的な長さを検出することができるようにしている。ステップS4で測定された各方向の距離に対し、次のステップS5の距離の最小値を算出する処理を行う。

[0040]

In addition, when distance in an image is computed, by computer 24 outputting information of fixed distance movement of the moving stage 7 via the stage drive unit 9 to the image-processing circuit 24, the image-processing circuit 22 detects the corresponding amount of movement in the image, and enables it to detect the absolute length of distance.

A process which computes the minimum value of the distance of the following step S5 is performed for the distance of each direction measured in step S4.

【0041】

その算出した最小値は図4に示すように、その最小距離の算出値をカラーモニタ23上に表示する。例えば、図4(A)に示すように、被検体8の輪郭と病

[0041]

That computed minimum value displays the calculation value of that minimum distance on the colour monitor 23, as shown in Fig. 4.

For example, as shown in Fig. 4 (A), when there is sufficient distance between the outline

変部 26 の輪郭が十分に距離がある場合には病変部 26 が正しく切除されていることが分かる。つまり、病変部 26 全体を切除した組織片としての被検体 8 の内部に完全に取り込んだ状態で、図 4 (A) ではその距離の最小値が 1 cm となっている。

【0042】

一方、図 4 (B) に示すように、被検体 8 の輪郭と病変部 26 の輪郭が重なっている。つまり、距離が 0 cm の場合には、この距離が 0 cm の部分で病変の取り残しの可能性があり、追加の処置が必要となる。

【0043】

なお、本実施の形態では図 4 (B) に示すように両輪郭間の距離の最小値を表示することだけでなく、病変部 26 と共に副病変部 27 を検出し、副病変部 27 が存在した場合には病変部 26 と副病変部 27 の数 (図 4 (B) の左下の 2ヶ所) の表示を行う。従って、副病変も切除か否かを確認でき、この確認により副病変の見逃しを防止できる。なお、図 4 (B) の場合には副病変部 27 に対しては取り残しが無いことを確認できる。図 4 (A) の場合には病変部 26 の取り残しが無いことを確認

of an examined object 8, and the outline of the disease part 26, it turns out that the disease part 26 is excised correctly.

In other words in the condition completely inserted inside the examined object 8 as a tissue piece which excised completely the disease part 26, the minimum value of that distance is 1 cm in Fig. 4 (A).

[0042]

On the other hand, as shown in Fig. 4 (B), the outline of an examined object 8 and the outline of the disease part 26 have overlapped.

In other words, when distance is 0 cm, there is possibility of a remaining part of a disease in the part where this distance is 0 cm, and additional treatment is needed.

[0043]

In addition, in this embodiment, the supplementary disease part 27 is detected not only with displaying the minimum value of the distance between both outlines, as shown in Fig. 4 (B) but with the disease part 26.

When the supplementary disease part 27 exists, the number (2 at the lower left of Fig. 4 (B)) of the disease part 26 and the supplementary disease parts 27 is displayed.

Therefore, a supplementary disease can also confirm whether it is the resection, and overlooking of a supplementary disease can be prevented by this confirmation.

In addition, it can confirm that there is no remaining part in the supplementary disease part 27 in the case of Fig. 4 (B).

でき、但し図4 (A) の場合に病変部が存在していた場合には病変部を見逃して切除したことになり、副病変を切除する処置が必要となる。

It can confirm that there is no remaining part of the disease part 26 in the case of Fig. 4 (A).

However when a disease part exists in the case of Fig. 4 (A), it means overlooking a disease part when excising.

The treatment which excises a supplementary disease is needed.

【0044】

このように本実施の形態によれば、切除された組織において、病変部26の取り残しの有無を迅速に診断してその結果を表示手段で表示するので、取り残しがあった場合にも追加の処置を即座に行うこと等が可能になり、患者の負担を軽減できるし、再発の防止もより確実にできる。また、副病変部27も表示されるので、副病変の見逃しを防止できる。

[0044]

Because existence of a remaining part of the disease part 26 is diagnosed quickly and the result is displayed with display means in the excised tissue in this way according to this embodiment, when there is a remaining part, it is enabled to perform additional treatment immediately etc.

The patient's burden is reducible.

And, prevention of recurrence can also be made more reliable.

Moreover, because the supplementary disease part 27 is also displayed, overlooking of a supplementary disease can be prevented.

【0045】

なお、図4 (B) に示すように、距離が0の部分を目立つ色の太い線で表示するとか、特定のマーク28によりマーキングする等して表示し、術者に視覚的に告知する手段を形成するようにしてもよい。

[0045]

In addition, as shown in Fig. 4 (B), the part with distance 0 is displayed by the line with a conspicuous thick colour, or it performs marking by the specific mark 28 etc., and it is shown in a Table, and it may be made to form means to notify visually to the operator.

【0046】

なお、本実施の形態では、被検体8となる組織が大きい場合には、ズームレンズ系18を駆動

[0046]

In addition, in this embodiment, when the tissue functioning as an examined object 8 is large, zoom-lens group 18 is driven, and the scale

し、倍率を低くして、全体が撮像できるようにしたり、それでも、全体が撮像できない場合には、移動ステージ7を動かし、全体を撮像することができる。

【0047】

また、ズームレンズ系18の倍率を小さくして全体を撮像視野内に設定して観察或いは診断し、さらに詳しく調べたい箇所があるばズームレンズ系18の倍率を大きくして診断をすることもできる。

【0048】

なお、副病変がある場合に、その副病変に対してもその輪郭を抽出し、その輪郭と被検体の輪郭との距離を算出し、その距離の最小値などの距離情報を表示するようにしても良い。

【0049】

つまり、病変部分を検出してその病変部分が2次元的に連結していない複数箇所か否かを判断し、複数箇所の場合にはその複数箇所に対してその輪郭を抽出し、被検体の輪郭との距離を測定し、複数箇所の病変部分それぞれに対し、距離の最小値を表示するようにしても良い。この

factor is made low.

It enables it to image-pick up everything.

Moreover, still, when everything cannot be recorded, the moving stage 7 is moved, and everything can be recorded.

[0047]

Moreover, the scale factor of the zoom-lens group 18 is made small, and everything is set up in an image-pick-up visual field, and is observed or diagnosed.

Furthermore if there is a location to investigate in detail, it can also diagnose by enlarging the scale factor of the zoom-lens group 18.

[0048]

In addition, when a supplementary disease occurs, the extract of that outline is performed also to that supplementary disease, and the distance of that outline and the outline of an examined object is computed.

It may be made to display distance information, such as the minimum value of that distance.

[0049]

It judges whether it is several places which a disease part is detected and that disease part has not connected two-dimensionally in other words.

In several cases, the extract of those outlines is performed at those places of several, and distance with the outline of the examined object is measured.

It may be made to display the minimum value

ようにすると、副病変に対して
もその取り残しを即座に診断で
き、追加の処理が必要な場合に
は、即座にできる。

of distance to each of several disease parts.

Performing like the above, the remaining part
can be immediately diagnosed also as a
supplementary disease.

When additional processing is needed, it can
be done immediately.

【0050】

(第2の実施の形態) 図1では
回転フィルタ13に設けた3つ
のフィルタを介して被検体8の
画像とか病変部の画像など複数
の画像を単一の撮像手段で得る
ようにしているが、本実施の形
態では反射光により撮像するI
CCD19aと蛍光による撮像
するICCD19bとを備えた
撮像カメラ32を用いて蛍光診
断装置31を実現したものであ
る。

[0050]

(2nd embodiment) It is made to obtain several
images, such as the image of an examined
object 8, and the image of a disease part, with
single image-pick-up means via the three filters
provided on the rotating filter 13 in Fig. 1.

However, The fluorescent-diagnosis
apparatus 31 is attained using the image-pick-
up camera 32 equipped with iCCD19a recorded
by reflected light in this embodiment, and
iCCD19b fluorescence image-pick up.

【0051】

この蛍光診断装置31は図1の
蛍光診断装置1において、例え
ば回転フィルタ13として赤透
過フィルタ14aと緑透過フィ
ルタ14bとを有する回転フィ
ルタ13'とし、レンズ12と
この回転フィルタ13'との間
にダイクロイックミラー33
を配置し、励起光はこのダイ
クロイックミラー33で反射
し、蛍光は透過するようにして
いる。

[0051]

This fluorescent-diagnosis apparatus 31 is
made into rotating filter 13' which has red
permeation filter 14a and green permeation
filter 14b as a rotating filter 13, in the
fluorescent-diagnosis apparatus 1 of Fig. 1.

A dichroic mirror 33 is arranged between a lens
12 and this rotating filter 13', excitation lights
are reflected by this dichroic mirror 33, and it is
made to transmit the fluorescence.

【0052】

[0052]

ダイクロイックミラー 33 は例えばダイクロイックミラー 6 の反射帯域以上の帯域で反射する特性を有し、被検体 8 側での反射光におけるダイクロイックミラー 6 を透過した励起光は確実に反射するようにしている。このように反射光と蛍光とを分離する特性をより確実にするために、回転フィルタ 13' の前に励起光カットフィルタをさらに配置して蛍光撮像側に反射光が漏れないようにしても良い。

【0053】

ダイクロイックミラー 33 で反射された光はズームレンズ系 18a を経て反射光による撮像手段としての ICCD 19a で受光される。また、ダイクロイックミラー 32 を透過した光は回転フィルタ 13'、ズームレンズ系 18b を経て蛍光による撮像手段としての ICCD 19b で受光される。

【0054】

ICCD 19a 及び 19b の出力信号は CCU 21 に入力され、反射光で撮像された反射光像に対応する映像信号と蛍光により撮像された蛍光像に対応する映像信号とが生成され、それぞれ画像処理回路 22 に入力される。その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

A dichroic mirror 33 has the characteristic reflected in the band more than the reflexogenic-zone of dichroic mirror 6, for example.

It is made to reflect the excitation light which transmitted the dichroic mirror 6 in the reflected light on the examined object 8 side reliably.

Thus in order to make more reliable the characteristic which isolates reflected light and fluorescence, an excitation-light cut filter is arranged further and reflected light may not leak out before rotating filter 13' on the fluorescent image-pick-up side.

[0053]

The light reception of the light reflected by the dichroic mirror 33 is performed by ICCD19a as image-pick-up means by reflected light through zoom-lens group 18a.

Moreover, the light reception of the light which transmitted the dichroic mirror 32 is performed by ICCD19b as image-pick-up means by the fluorescence through rotating filter 13' and zoom-lens group 18b.

[0054]

The output signal of ICCD 19a and 19b is input into CCU21.

The video signal corresponding to the reflected-light image recorded by reflected light and the video signal corresponding to the fluorescent image recorded by the fluorescence are generated.

It respectively inputs into the image-processing circuit 22.

Other components are the same as that of the first embodiment.

【 0 0 5 5 】

画像処理回路 22 では第 1 の実施の形態とほぼ同様の処理を行う。例えば、反射光像に対応する映像信号に対し、画像処理することにより被検体 8 の輪郭を検出する処理を行う。また、蛍光像に対応する映像信号に対し、画像処理することにより病変部の輪郭を検出する処理を行う。

[0055]

The almost same process as the first embodiment is performed in the image-processing circuit 22.

For example, a process which detects the outline of an examined object 8 by performing an image processing to the video signal corresponding to a reflected-light image is performed.

Moreover, a process which detects the outline of a disease part by performing an image processing to the video signal corresponding to a fluorescent image is performed.

【 0 0 5 6 】

さらに被検体 8 の輪郭と病変部の輪郭とに対し、両者の輪郭間の距離を算出し、距離の最小値も算出し、距離の最小値の情報をカラーモニタ 23 に出力する等する。

[0056]

Furthermore distance between both outlines is computed for the outline of examined object 8, and the outline of the disease part, and the minimum value of distance is also computed.

It outputs information on the minimum distance to the colour monitor 23 etc.

【 0 0 5 7 】

また、本実施の形態の作用は第 1 の形態と殆ど同様である。また、その効果も第 1 の実施の形態と同様であるが、反射光像と蛍光像とをそれぞれ別の撮像素子で撮像するようにしているので、反射光像と蛍光像それぞれを撮像するのに適した状態で撮像を行うことができる。

[0057]

Moreover, the effect of this embodiment is almost the same as that of the first form

Moreover, that effect is the same as that of the first embodiment.

However, because it is respectively made to image-pick up a reflected-light image and a fluorescent image with the image-pick-up element separately, it can image-pick up in the condition suitable for image-picking up a

reflected-light image and each fluorescent images.

【0058】

例えば、反射像に比べて蛍光像は非常に微弱な光であるので、蛍光像を撮像する ICCD 19 b での増幅率は反射像を撮像する ICCD 19 a よりかはるかに大きくする必要があり、両者を兼用して撮像する場合には増幅率を切り換える等の作業が必要になるが、兼用しないで専用に撮像するため、切り換える作業を不必要とし、迅速に撮像できる。なお、蛍光像を撮像する撮像手段をさらに2つの ICCD などを用いて撮像するようにしても良い。

[0058]

For example, compared with a mirror image, because a fluorescent image is a very weak light, gain in ICCD19b which records a fluorescent image needs to be highly enlarged from ICCD19a which records a mirror image.

By using in conjunction the image-picking up of both, a function to switch the gain is needed.

However, work to switch is made unnecessary by having image-pick up for exclusive use without using in conjunction, and it can image-pick up quickly.

In addition, it may be made to image-pick up image-pick-up means to image-pick up a fluorescent image, further using two ICCD etc.

【0059】

前記光源は、HIDランプとして、キセノンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ、水銀キセノンランプの何れでもよく、さらにHIDランプではなく、レーザ光源としてアルゴンレーザ、He-Cdレーザ、エキシマレーザ、色素レーザを使用しても良い。

[0059]

Any one of a xenon lamp, a mercury lamp, a metal halide lamp, and a mercury xenon lamp is suitable as the above-mentioned light source as a HID lamp.

Furthermore an argon laser, a He-Cd laser, an excimer laser, and a dye laser may be used not as HID lamp but as a laser light source.

【0060】

なお、上述の実施の形態では、反射光像を得るために励起光を利用しているが、これに限定されるものでなく、他の波長域の

[0060]

In addition, in the above-mentioned embodiment, in order to obtain a reflected-light image, excitation lights are utilized.

However, it is not limited to this, and it may be

光を用いて反射像を得るようにしても良い。

made to obtain a mirror image using the light of another wavelength range.

【0061】

なお、撮像素子としては、IC CD19の他に、Cooled (冷却型) CCDでも良い。なお、例えば図1の蛍光診断装置1にいて、移動ステージ7を固定とし、撮像カメラ11及び光源側を移動可能にしても良い。

[0061]

In addition, as an image-pick-up element, Cooled(cooled type) CCD is sufficient in place of ICCD19.

In addition, for example, in the fluorescent-diagnosis apparatus 1 of Fig. 1, the moving stage 7 is considered to be fixed.

The image-pick-up camera 11 and light-source side may be made movable.

【0062】

また、移動ステージ7を設けることなく、被検体8とダイクロイックミラー6との間に内視鏡(例えば特開平7-250804号公報の図1の内視鏡1)を配置した構成にして、内視鏡を経て切除する前及び切除する最中等の病変部を含む組織を観察或いは診断し、病変部の取り残しの有無等を直接診断できるようにしても良い。

[0062]

Moreover, it makes the component which has arranged the endoscope (for example, endoscope 1 of Fig. 1 of the unexamined-Japanese-patent-No. 7-250804 gazette) between an examined object 8 and the dichroic mirror 6, without providing the moving stage 7. Before excising using an endoscope, the tissue containing disease parts, such as the section to excise, is observed or diagnosed, and it may enable it to diagnose existence of a remaining part of a disease part etc. directly.

【0063】**[0063]****【付記】**

1. 紫外から青色の領域の光を発生する光源と、被検体を配置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に均一に照射する照射する光学系と、前記被検体からの蛍光像および反射

[Additional remark]

1. Light source which generates light of range ultraviolet to blue, and stage which can arrange examined object, the image recorded with the optical system which irradiates uniformly the light from the above-mentioned light source to the above-mentioned examined object, and

光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、から構成されることを特徴とする蛍光診断装置。

which irradiates, the image-pick-up apparatus which records the fluorescent image and the reflected-light image from the above-mentioned examined object, and the above-mentioned image-pick-up apparatus is generated.

The outline of the above-mentioned examined object and the outline of the disease part included in the above-mentioned examined object are detected.

Between the outline of the above-mentioned examined object, and the outlines of the above-mentioned disease part, the image processor which computes that distance in the image, display means to display information relevant to the above-mentioned distance in the image, the fluorescent-diagnosis apparatus consisting of these.

【 0 0 6 4 】

2. 前記光源は、H I Dランプまたはレーザ光源である付記 1 記載の蛍光診断装置。

3. 前記光源は、H I Dランプの光出射部側に紫外及び／又は青色の領域の光を透過する紫外及び／又は青色透過フィルタが配置されている付記 2 記載の蛍光診断装置。

4. 前記撮像装置は、前記被検体を撮像する撮像素子の前面側に前記被検体からの蛍光を抽出するための緑色及び赤色透過フィルタが順次切り替え可能に配置されている付記 1 記載の蛍光診断装置。

[0064]

2. An above-mentioned light source is the fluorescent-diagnosis apparatus of the additional remark 1 which is an HID lamp or a laser light source.

3. An above-mentioned light source is a fluorescent-diagnosis apparatus of additional remark 2 with which the ultraviolet and/or blue permeation filter which transmits the light of the area of ultraviolet and/or blue to the optical radiation part side of HID lamp is arranged.

4. An above-mentioned image-pick-up apparatus is a fluorescent-diagnosis apparatus of additional remark 1 with which the green and the red-colour permeation filter for extracting the fluorescence from the above-mentioned examined object to the front side of the image-pick-up element which records the above-

mentioned examined object are sequentially arranged and switchable.

【0065】

5. 前記緑色透過フィルタは、少なくとも480～520nmの波長の光を透過するバンドパスフィルタである付記4記載の蛍光診断装置。

6. 前記赤色透過フィルタは、少なくとも620nm以上の波長の光を透過するロングパスフィルタである付記4記載の蛍光診断装置。

7. 前記撮像装置は、ICCDカメラまたは冷却型CCDカメラからなる撮像素子を有する付記1記載の蛍光診断装置。

[0065]

5. An above-mentioned green permeation filter is the fluorescent-diagnosis apparatus of the additional remark 4 which is the band-pass filter which transmits the light of 480 - 520 nm wavelength at least.

6. An above-mentioned red-colour permeation filter is the fluorescent-diagnosis apparatus of the additional remark 4 which is the long path filter which transmits light with a wavelength of at least 620 nm or more.

7. An above-mentioned image-pick-up apparatus is a fluorescent-diagnosis apparatus of the additional remark 1 which has the image-pick-up element which consists of an ICCD camera or a cooled type CCD camera.

【0066】

8. 前記撮像装置は、前記撮像素子の前面側に、反射光を検出するために青色の光を透過する青色透過フィルタが緑色及び赤色透過フィルタと切り替え可能に配置されている付記7記載の蛍光診断装置。

9. 前記画像処理装置は、前記輪郭を検出する2次元微分フィルタを有する付記1記載の蛍光診断装置。

10. 前記距離に関する情報は、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離のうち、その最小値が表示される付

[0066]

8. Above-mentioned Image-Pick-up Apparatus, on the front side of Above-mentioned Image-Pick-up Element, the fluorescent-diagnosis apparatus of additional remark 7 with which the blue permeation filter which transmits blue light in order to detect reflected light is arranged to be switchable with a green and red-colour permeation filter.

9. An above-mentioned image processor is a fluorescent-diagnosis apparatus of the additional remark 1 which has the two-dimensional differential filter which detects the above-mentioned outline.

10. Information about Above-mentioned Distance, the fluorescent-diagnosis apparatus

記 1 記載の蛍光診断装置。

11. 前記表示手段は、前記病変部の輪郭が複数の領域に分割される場合、術者に副病変があることを告知する付記 1 記載の蛍光診断装置。

of additional remark 1 with which that minimum value is displayed for the image distance between the outline of the above-mentioned examined object, and the outline of the above-mentioned disease part.

11. It is the fluorescent-diagnosis apparatus of the additional remark 1 which notifies concerning that above-mentioned display means having a supplementary disease to the operator when the outline of the above-mentioned disease part is divided by several areas.

【 0 0 6 7 】

[0067]

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、励起するための励起光を発生する光源と、被検体を載置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に照射する光学系と、前記被検体からの反射光像及び前記励起光による蛍光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、を設けているので、切除した病変部を含む組織などの被検体に対してその被検体の輪郭

[EFFECT OF THE INVENTION]

As explained above, according to this invention, the image recorded with the light source which generates the excitation light for exciting, the stage which can mount an examined object, the optical system which irradiates the light from the above-mentioned light source to the above-mentioned examined object, the image-pick-up apparatus which records the reflected-light image from the above-mentioned examined object and the fluorescent image by the above-mentioned excitation light, and the above-mentioned image-pick-up apparatus is generated.

The outline of the above-mentioned examined object and the outline of the disease part included in the above-mentioned examined object are detected.

The image processor which computes image distance between the outline of the above-

と病変部の輪郭との間の距離が算出して表示されるので、術者は副病変やEMR後の取り残しを即座に診断でき、その診断結果によって必要な処置を直に行うことができる。従って、患者への負担を少なくでき、且つ再発をより確実に防止することができる。

mentioned examined object, and the outline of the above-mentioned disease part, and display means to display information relevant to the above-mentioned image distance; because the distance between the outline of that examined object and the outline of a disease part is computed and is displayed for examined objects, such as the tissue which includes the excised disease part, an operator can diagnose immediately a supplementary disease, and the remaining part after EMR.

That diagnostic result allows for the required treatment immediately.

Therefore, the burden to the patient can be made low, and recurrence can be prevented more reliably.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の蛍光診断装置の全体構成図。

[FIGURE 1]

The entire block diagram of the fluorescent-diagnosis apparatus of the first embodiment of this invention.

【図 2】

色透過フィルタが取り付けられた回転フィルタを示す正面図。

[FIGURE 2]

The front elevation showing the rotating filter with which the colour permeation filter was attached.

【図 3】

画像処理回路の処理内容を示すフローチャート図。

[FIGURE 3]

The flowchart diagram showing the content of a process of an image-processing circuit.

【図 4】

カラーモニタに表示される画像

[FIGURE 4]

The diagram showing the examples of a

等の表示例を示す図。

display, such as the image displayed on a colour monitor.

【図 5】

本発明の第 2 の実施の形態の蛍光診断装置の全体構成図。

[FIGURE 5]

The entire block diagram of the fluorescent-diagnosis apparatus of the 2nd embodiment of this invention.

【符号の説明】

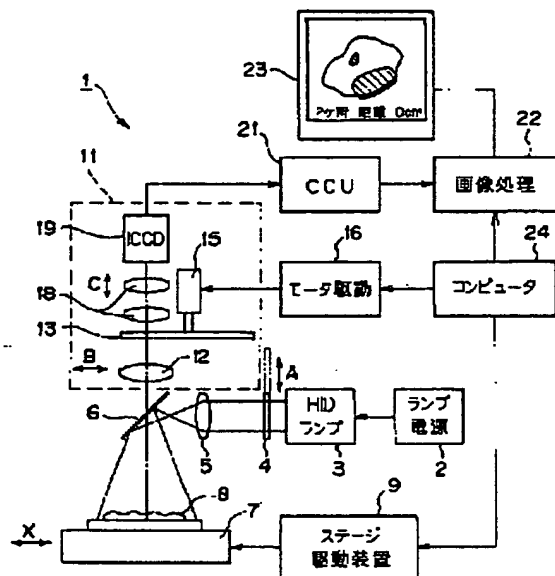
1 … 蛍光診断装置
 3 … H I D ランプ
 4 … バンドパスフィルタ
 5 … 照明レンズ
 6 … ダイクロイックミラー
 7 … 移動ステージ
 8 … 被検体
 9 … ステージ駆動装置
 11 … 撮像カメラ
 13 … 回転フィルタ
 14 a, 14 b, 14 c … 色透過フィルタ
 15 … ステッピングモータ
 16 … モータ駆動回路
 18 … ズームレンズ
 19 … I C C D
 21 … C C U
 22 … 画像処理回路
 23 … カラーモニタ
 24 … コンピュータ

[EXPLANATION OF DRAWINGS]

1... fluorescent-diagnosis apparatus
 3...HID lamp
 4... band-pass filter
 5... illumination lens
 6... dichroic mirror
 7... moving stage
 8... examined object
 9... stage drive unit
 11... image-pick-up camera
 13... rotating filter
 14a,14b,14c... colour permeation filter
 15... stepping motor
 16... motor drive circuit
 18... zoom lens
 19...ICCD
 21...CCU
 22... image-processing circuit
 23... colour monitor
 24... computer

【図 1】

[FIGURE 1]



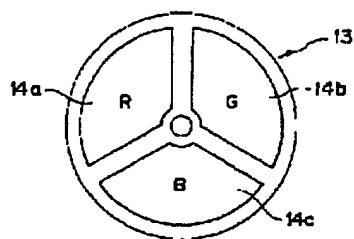
[translation of Japanese text in Selection Diagram]
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

3 HIC lamp

23 colour monitor, 2 places – distance 0 cm

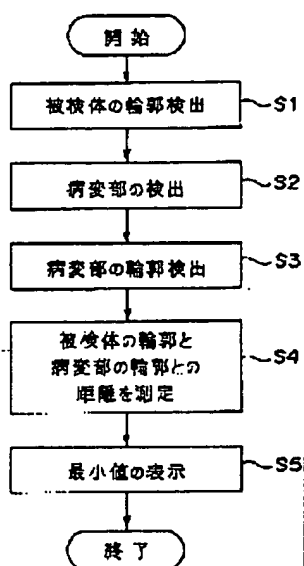
【图 2】

[FIGURE 2]



【図 3】

[FIGURE 3]



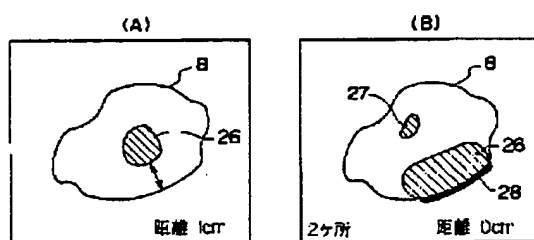
[translation of Japanese text in Figure 3]

START

- S1 determine observed object outline
 S2 determine diseased part
 S3 determine outline of diseased part
 S4 measure distance between object outline and diseased part outline
 S5 display smallest value
 END

【図 4】

[FIGURE 4]

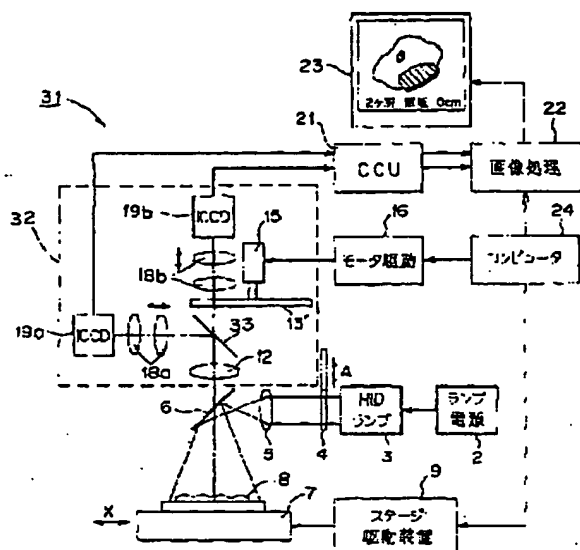


[translation of Japanese text in Figure 4]

- (A) distance 1cm
 (B) 2 places – distance 0 cm

【図 5】

[FIGURE 5]



[translation of Japanese text in Figure 6]
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

- 3 HIC lamp
23 colour monitor, 2 places – distance 0 cm

DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-309281

(43) 公開日 平成10年(1998)11月24日

manually translated by Japan Comm

(51) Int. Cl.⁶

A 6 1 B 10/00

1/00

識別記号

3 0 0

F I

A 6 1 B 10/00

1/00

E

3 0 0 D

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全 7 頁)

(21) 出願番号

特願平9-122601

(22) 出願日

平成9年(1997)5月13日

(71) 出願人

000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者

金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人

弁理士 伊藤 進

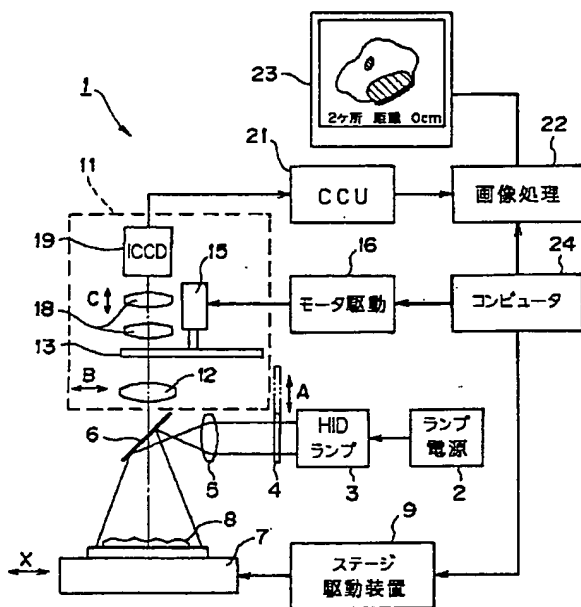
Fluorescent Diagnostic Device

(54) 【発明の名称】 蛍光診断装置

(57) 【要約】

【課題】 切除した病変部を含む組織に対し、病変部の取り残し等を即座に診断可能にすることにより、診断結果に応じて追加の処置を直ちに行えるようにした蛍光診断装置を提供する。

【解決手段】 HIDランプ3の光は励起光を透過するバンドパスフィルタ4、レンズ5、ダイクロイックミラー6を経て移動ステージ7に載置された被検体8に照射され、その反射光及び蛍光を回転フィルタ13における光路上に配置されるフィルタを順次切り換える等してICCD19に導光して、被検体8の反射像及び蛍光像を撮像し、CCU21で映像信号に変換して画像処理回路22に入力し、この画像処理回路22での画像処理により被検体8の輪郭及び病変部の輪郭を検出し、両輪郭間の距離を算出し、算出された距離における最小値を求めてカラーモニター23に被検体像等と共に、距離の最小値を表示し、病変部の取り残しの有無を診断し易いようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 励起するための励起光を発生する光源と、被検体を載置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に照射する光学系と、前記被検体からの反射光像及び前記励起光による蛍光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、を設けたことを特徴とする蛍光診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は蛍光像により切除された被検体の状態を診断する蛍光診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 胃、大腸等に発生した癌等の病変部を開腹下で切除したり、経内視鏡的に病変部を切除する経内視鏡的切除術（EMR）等の処置法が一般的にある。また、最近、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光診断装置或いは蛍光観察装置が開発されている。

【0003】 自家蛍光の観察においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質としては、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

【0004】 また、薬物の蛍光の観察において生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）等が用いられる。これらの蛍光剤は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

【0005】 励起光としては例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザなどのレーザ光が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。

【0006】 生体組織における蛍光は、正常部と病変部

とで蛍光強度及びそのスペクトルが変化する。そこで、蛍光の強度、スペクトルの一部を蛍光画像として検出し、これを分析することで正常部と癌等の病変部とを判別でき、疾患部位を同定することができる。

【0007】 本出願人は、特開平7-250804号公報において、蛍光画像の強度を向上させて観察対象部位の蛍光観察画像の画質を向上させた蛍光診断装置を提案している。また、この従来例において、病変部の輪郭を表示するようにしている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】 開腹下の手術では、切除範囲を病変の状態から経験的にその範囲を決めているが、進行癌では主病変の他に1割程度の副病変があるとされており、その副病変を見逃すことがあった。

【0009】 経内視鏡的に病変部を切除するEMRでは、正確に病変部を取るためには医師の熟練を必要とし、状況によっては取り残しが発生することがあった。副病変があった場合や、取り残しがあった場合には、再手術を行ったり、追加の治療が必要になることがあるが、その判断は病理診断の後、つまり、早くとも数日後にならなければ分からないといった問題があった。

【0010】 上記特開平7-250804号公報では、経内視鏡的に自家蛍光を観察及び処理することにより、病変部の輪郭を表示する技術を開示しているが、この従来例では、病変部を明確に示すことができるものの、EMR等の切除では、前述のように医師の熟練を必要とし、状況によっては、取り残しが発生する可能性があった。

【0011】（発明の目的） 本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、切除した病変部を含む組織を蛍光で観察し、副病変やEMR後の取り残しを即座に診断することにより、その場で追加の処置を可能とし、患者の負担を少なくすることができる蛍光診断装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】 励起するための励起光を発生する光源と、被検体を載置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に照射する光学系と、前記被検体からの反射光像及び前記励起光による蛍光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、を設けることにより、切除した病変部を含む組織などの被検体に対してその被検体の輪郭と病変部の輪郭との間の距離が算出して表示されるので、術者は副病変やEMR後の取り残しを即座に診断でき、その診断結果によって必要な処置を直ちに行うことができる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態）図1ないし図4は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の蛍光診断装置の全体構成図、図2は色透過フィルタが取り付けられた回転フィルタを示す図、図3は画像処理回路22の処理内容を示すフローチャート図、図4はカラーモニタに表示される画像等の表示例を示す図である。

【0014】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光診断装置1は、ランプ電源回路2から供給されるランプ電源により点灯される水銀ランプ、メタルハライドランプ、キセノンランプ等の高圧金属蒸気放電ランプ或いは高輝度放電ランプ（以下、HIDランプと略記）3を有する。このHIDランプ3は例えば紫外線の短波長域から赤の波長域までの広範囲の波長域の光を発生する。

【0015】このHIDランプ3の光はその光路上に矢印Aで示すように待避可能に配置される帯域制限するバンドパスフィルタ4により励起光となる紫外から青色の領域の光を選択的に発生する光源を形成している。

【0016】この光はその光路上に配置された照明レンズ5で集光され、ダイクロイックミラー6で励起光の波長域の一部を含む所定の波長域の光を反射してその反射光路上に配置された移動可能な移動ステージ7の載置台を照射できるようにしている。そして、この載置台に載置される切除された組織等の被検体8をほぼ均一に照明できるようにしている。

【0017】この移動ステージ7はステージ駆動装置9により、矢印Xで示すようにx軸方向と、このx軸に垂直なy軸方向（図1の紙面に垂直な方向）に移動自在であり、この移動ステージ7を2次元的に移動することにより被検体8を観察するのに適した位置に設定することができる。また、前記光源からの光を前記被検体8に照射し、被検体8側からの特定の波長の蛍光及び反射光を画像化する撮像カメラ11が設けられている。

【0018】つまり、被検体8での反射光でダイクロイックミラー6を透過した一部の反射光と、被検体8からの励起光に基づく蛍光は前記反射光路上に矢印Bで示すように待避可能なレンズ12で集光され、さらに特定の波長の蛍光及び反射光を観察するために複数の帯域で検出可能なフィルタが組み込まれた回転フィルタ13に導光できるようにしている。

【0019】つまり、この回転フィルタ13には図2に示すように赤（R）、緑（G）、青（B）の光をそれぞれ透過する色透過フィルタ14a、14b、14cが円周方向に3つ扇状に設けられている。

【0020】この回転フィルタ13はその中心が例えばステッピングモータ15の回転軸に取り付けられ、このステッピングモータ15をモータ駆動回路16により回転駆動することで、光路上に配置される色フィルタ14

j（j=a, b, c）を選択設定できるようにしている。

【0021】なお、赤色透過フィルタ14aは620nm以上の波長を透過するローパスフィルタ或いはロングパスフィルタで、緑色透過フィルタ14bは480から520nmの波長の光を透過するバンドパスフィルタで、青色透過フィルタ14cは例えば437nm、或いは442nm等の波長付近の光を透過する狭帯域のバンドパスフィルタである。

【0022】なお、青色透過フィルタ14cの代わりに紫外の波長の光を透過する紫外透過フィルタを採用しても良い。この紫外透過フィルタは例えば、405nmの波長付近の光を透過する狭帯域のバンドパスフィルタである。

【0023】回転フィルタ13を透過した光は矢印Cで示すように少なくとも一部のレンズを光軸方向に移動することにより変倍して結像するズームレンズ18を介して撮像素子としてのイメージンセンシファイア付CCD（以下、ICCDと略記）19に結像する。

【0024】例えば、ダイクロイックミラー6の選択的な反射特性はその反射波長域の裾付近等の波長では透過と反射の機能が混ざったような特性を示すので、被検体8に照射された励起光としての青の波長域は一部が透過して回転フィルタ13に導光され、例えばこの回転フィルタ13の青透過フィルタ14cが光路上に設定されている場合には被検体8の像が撮像される。

【0025】また、赤或いは緑の色透過フィルタ14a又は14bが光路上に配置された場合には被検体8からの蛍光画像が撮像される。ICCD19により撮像された画像信号はカメラコントロールユニット（以下、CCUと略記）21に入力され、信号処理されて映像信号が生成される。

【0026】このCCU21からの出力信号は画像処理回路22に入力され、入力される映像信号に対して被検体8の輪郭及び病変部の輪郭検出等の画像処理し、画像処理された結果を表示手段としてのカラーモニタ23に出力する。

【0027】そしてカラーモニタ23の画面に、被検体8の画像と共に病変部の輪郭が表示され、さらに被検体8の輪郭と病変部の輪郭間の距離などが表示されるようにしている。

【0028】より具体的に説明すると、回転フィルタ13の青透過フィルタ14cを光路上に設定されている状態での被検体8の像に対応する映像信号に対し、画像処理回路22は輪郭検出の処理を行い、被検体の輪郭を検出し、カラーモニタ23に出力し、被検体8の輪郭を表示する。

【0029】また、蛍光像に対する映像信号に対し、画像処理回路22は病変部の輪郭検出を行う。この場合、例えば赤の蛍光像は正常部位と病変部位とで大きな差異

のない強度レベルとなるが、緑の蛍光像はこれに比べて正常部位と病変部位とで大きく異なる強度レベルとなる。

【0030】従って、撮像された赤の蛍光像と緑の蛍光像とにおける各部でその強度を比較することにより、病変部で有るか否かを判断することができ、画像処理回路22ではこの処理を行う。

【0031】そして、病変部の輪郭をカラーモニタ23で表示させるようにすると共に、本実施の形態では画像処理回路22はさらに画像上において、被検体の輪郭と病変部の輪郭との距離病変部の周囲の方向に対して測定或いは算出する処理を行い、算出された各方向の距離における距離の最小値等の距離情報をカラーモニタ23に表示するようにしている。

【0032】ステージ駆動装置9、モータ駆動回路16はコンピュータ24と接続され、ステージ駆動装置9による移動ステージ7の移動、モータ駆動回路16による回転フィルタ13はコンピュータ24で制御される。また、このコンピュータ24は画像処理回路22とも接続され、画像処理を制御する。

【0033】次に本実施の形態の作用を説明する。まず、HIDランプ3により白色光を含む光を発生し、バンドパスフィルタ4により紫外ないしは青色の励起光を抜き出す。その励起光を照明レンズ5及びダイクロイックミラー6を介しEMR等により切除し、病変の取り残しの有無を検査或いは診断しようとして移動ステージ7に載置した診断用組織等の被検体8に均一に照射する。

【0034】この時、被検体8からは緑色から赤色にかけて自家蛍光が発生する。その自家蛍光及び反射光を回転フィルタ13を選択的に透過させ、レンズ12、ズームレンズ系18等を介してICCD19で撮像する。

【0035】この時、回転フィルタ13には図2に示すように、青色の光を透過させる青色フィルタ14cと自家蛍光の緑色領域を検出する緑色フィルタ14bと、自家蛍光の赤色領域を検出する赤色フィルタ14aが回転方向に順次配置されている。これらの系透過フィルタ14c等によって、各波長帯域で光を選択的に検出する。

【0036】ICCD19を内蔵した撮像カメラ11で撮像したそれらの像は、CCU21で映像信号に変換され、画像処理回路22に入力される。画像処理回路22では、図3に示すように、まず、前記回転フィルタ13の青色フィルタ14cで検出した反射光像を分析し、ステップS1の被検体8の輪郭検出の処理を行い、被検体8の輪郭を検出する。

【0037】この輪郭検出を行うには画像微分等の手法を用いることができる。つまり、画像処理回路22は輪郭を検出するための2次元微分フィルタを有し、この2次元微分フィルタを用いて隣接する画素間での微分処理した信号を得て、輪郭を抽出或いは検出する。

【0038】次に、ステップS2の病変部を検出する処

理を行う。つまり、前記回転フィルタ13を緑色フィルタ14b及び赤色フィルタ14aに切り換え、自家蛍光像より病変部を画像化する。

【0039】そして、ステップS3の病変部の輪郭検出の処理を行い、輪郭を検出する。更に、ステップS4の被検体8の輪郭及び病変部の輪郭間の距離、より具体的には病変部の輪郭からその周囲の被検体の輪郭に至る距離を2次元面で測定或いは算出する処理を行う。

【0040】なお、画像上における距離を算出する場合、コンピュータ24はステージ駆動装置9を介して移動ステージ7を一定距離移動した情報を画像処理回路24に出力することにより、画像処理回路22は画像上での対応する移動量を検出して距離の絶対的な長さを検出することができるようにしている。ステップS4で測定された各方向の距離に対し、次のステップS5の距離の最小値を算出する処理を行う。

【0041】その算出した最小値は図4に示すように、その最小距離の算出値をカラーモニタ23上に表示する。例えば、図4(A)に示すように、被検体8の輪郭と病変部26の輪郭が十分に距離がある場合には病変部26が正しく切除されていることが分かる。つまり、病変部26全体を切除した組織片としての被検体8の内部に完全に取り込んだ状態で、図4(A)ではその距離の最小値が1cmとなっている。

【0042】一方、図4(B)に示すように、被検体8の輪郭と病変部26の輪郭が重なっている。つまり、距離が0cmの場合には、この距離が0cmの部分で病変の取り残しの可能性があり、追加の処置が必要となる。

【0043】なお、本実施の形態では図4(B)に示すように両輪郭間の距離の最小値を表示することだけでなく、病変部26と共に副病変部27を検出し、副病変部27が存在した場合には病変部26と副病変部27の数(図4(B)の左下の2ヶ所)の表示を行う。従って、副病変も切除か否かを確認でき、この確認により副病変の見逃しを防止できる。なお、図4(B)の場合には副病変部27に対しては取り残しが無いことを確認できる。図4(A)の場合には病変部26の取り残しが無いことを確認でき、但し図4(A)の場合に病変部が存在していた場合には病変部を見逃して切除したことになり、副病変を切除する処置が必要となる。

【0044】このように本実施の形態によれば、切除された組織において、病変部26の取り残しの有無を迅速に診断してその結果を表示手段で表示するので、取り残しがあった場合にも追加の処置を即座に行うこと等が可能になり、患者の負担を軽減できるし、再発の防止もより確実にできる。また、副病変部27も表示されるので、副病変の見逃しを防止できる。

【0045】なお、図4(B)に示すように、距離が0の部分を目立つ色の太い線で表示するとか、特定のマーク28によりマーキングする等して表示し、術者に視覚

的に告知する手段を形成するようにしてもよい。

【0046】なお、本実施の形態では、被検体8となる組織が大きい場合には、ズームレンズ系18を駆動し、倍率を低くして、全体が撮像できるようにしたり、それでも、全体が撮像できない場合には、移動ステージ7を動かし、全体を撮像することができる。

【0047】また、ズームレンズ系18の倍率を小さくして全体を撮像視野内に設定して観察或いは診断し、さらに詳しく調べたい箇所があるばズームレンズ系18の倍率を大きくして診断をすることもできる。

【0048】なお、副病変がある場合に、その副病変に対してもその輪郭を抽出し、その輪郭と被検体の輪郭との距離を算出し、その距離の最小値などの距離情報を表示するようにしても良い。

【0049】つまり、病変部分を検出してその病変部分が2次元的に連結していない複数箇所か否かを判断し、複数箇所の場合にはその複数箇所に対してその輪郭を抽出し、被検体の輪郭との距離を測定し、複数箇所の病変部分それぞれに対し、距離の最小値を表示するようにしても良い。このようにすると、副病変に対してもその取り残しを即座に診断でき、追加の処理が必要な場合には、即座にできる。

【0050】（第2の実施の形態）図1では回転フィルタ13に設けた3つのフィルタを介して被検体8の画像とか病変部の画像など複数の画像を単一の撮像手段で得るようにしているが、本実施の形態では反射光により撮像するICCD19aと蛍光による撮像するICCD19bとを備えた撮像カメラ32を用いて蛍光診断装置31を実現したものである。

【0051】この蛍光診断装置31は図1の蛍光診断装置1において、例えば回転フィルタ13として赤透過フィルタ14aと緑透過フィルタ14bとを有する回転フィルタ13'とし、レンズ12とこの回転フィルタ13'との間にダイクロイックミラー33を配置し、励起光はこのダイクロイックミラー33で反射し、蛍光は透過するようにしている。

【0052】ダイクロイックミラー33は例えばダイクロイックミラー6の反射帯域以上の帯域で反射する特性を有し、被検体8側での反射光におけるダイクロイックミラー6を透過した励起光は確実に反射するようにしている。このように反射光と蛍光とを分離する特性をより確実にするために、回転フィルタ13'の前に励起光カットフィルタをさらに配置して蛍光撮像側に反射光が漏れないようにしても良い。

【0053】ダイクロイックミラー33で反射された光はズームレンズ系18aを経て反射光による撮像手段としてのICCD19aで受光される。また、ダイクロイックミラー32を透過した光は回転フィルタ13'、ズームレンズ系18bを経て蛍光による撮像手段としてのICCD19bで受光される。

【0054】ICCD19a及び19bの出力信号はCCU21に入力され、反射光で撮像された反射光像に対応する映像信号と蛍光により撮像された蛍光像に対応する映像信号とが生成され、それぞれ画像処理回路22に入力される。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0055】画像処理回路22では第1の実施の形態とほぼ同様の処理を行う。例えば、反射光像に対応する映像信号に対し、画像処理することにより被検体8の輪郭を検出する処理を行う。また、蛍光像に対応する映像信号に対し、画像処理することにより病変部の輪郭を検出する処理を行う。

【0056】さらに被検体8の輪郭と病変部の輪郭とに対し、両者の輪郭間の距離を算出し、距離の最小値も算出し、距離の最小値の情報をカラーモニタ23に出力する等する。

【0057】また、本実施の形態の作用は第1の形態と殆ど同様である。また、その効果も第1の実施の形態と同様であるが、反射光像と蛍光像とをそれぞれ別の撮像素子で撮像するようにしているので、反射光像と蛍光像それぞれを撮像するのに適した状態で撮像を行うことができる。

【0058】例えば、反射像に比べて蛍光像は非常に微弱な光であるので、蛍光像を撮像するICCD19bでの増幅率は反射像を撮像するICCD19aよりはるかに大きくする必要があり、両者を兼用して撮像する場合には増幅率を切り換える等の作業が必要になるが、兼用しないで専用に撮像するため、切り換える作業を不要とし、迅速に撮像できる。なお、蛍光像を撮像する撮像手段をさらに2つのICCDなどを用いて撮像するようにしても良い。

【0059】前記光源は、HIDランプとして、キセノンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ、水銀キセノンランプの何れでもよく、さらにHIDランプではなく、レーザ光源としてアルゴンレーザ、He-Cdレーザ、エキシマレーザ、色素レーザを使用しても良い。

【0060】なお、上述の実施の形態では、反射光像を得るために励起光を利用しているが、これに限定されるものでなく、他の波長域の光を用いて反射像を得るようにしても良い。

【0061】なお、撮像素子としては、ICCD19の他に、Cooled（冷却型）CCDでも良い。なお、例えば図1の蛍光診断装置1において、移動ステージ7を固定とし、撮像カメラ11及び光源側を移動可能にしても良い。

【0062】また、移動ステージ7を設けることなく、被検体8とダイクロイックミラー6との間に内視鏡（例えば特開平7-250804号公報の図1の内視鏡1）を配置した構成にして、内視鏡を経て切除する前及び切除する最中等の病変部を含む組織を観察或いは診断し、

病変部の取り残しの有無等を直接診断できるようにしても良い。

【0063】〔付記〕

1. 紫外から青色の領域の光を発生する光源と、被検体を配置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に均一に照射する照射する光学系と、前記被検体からの蛍光像および反射光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、から構成されることを特徴とする蛍光診断装置。

【0064】2. 前記光源は、HIDランプまたはレーザー光源である付記1記載の蛍光診断装置。

3. 前記光源は、HIDランプの光出射部側に紫外及び／又は青色の領域の光を透過する紫外及び／又は青色透過フィルタが配置されている付記2記載の蛍光診断装置。

4. 前記撮像装置は、前記被検体を撮像する撮像素子の前面側に前記被検体からの蛍光を抽出するための緑色及び赤色透過フィルタが順次切り替え可能に配置されている付記1記載の蛍光診断装置。

【0065】5. 前記緑色透過フィルタは、少なくとも480～520nmの波長の光を透過するバンドパスフィルタである付記4記載の蛍光診断装置。

6. 前記赤色透過フィルタは、少なくとも620nm以上の波長の光を透過するロングパスフィルタである付記4記載の蛍光診断装置。

7. 前記撮像装置は、ICCDカメラまたは冷却型CCDカメラからなる撮像素子を有する付記1記載の蛍光診断装置。

【0066】8. 前記撮像装置は、前記撮像素子の前面側に、反射光を検出するために青色の光を透過する青色透過フィルタが緑色及び赤色透過フィルタと切り替え可能に配置されている付記7記載の蛍光診断装置。

9. 前記画像処理装置は、前記輪郭を検出する2次元微分フィルタを有する付記1記載の蛍光診断装置。

10. 前記距離に関する情報は、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離のうち、その最小値が表示される付記1記載の蛍光診断装置。

11. 前記表示手段は、前記病変部の輪郭が複数の領域に分割される場合、術者に副病変があることを告知する付記1記載の蛍光診断装置。

【0067】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、励

起するための励起光を発生する光源と、被検体を載置可能なステージと、前記光源からの光を前記被検体に照射する光学系と、前記被検体からの反射光像及び前記励起光による蛍光像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により撮像された画像を生成し、前記被検体の輪郭と前記被検体中に含まれる病変部の輪郭を検出し、前記被検体の輪郭と前記病変部の輪郭との間の画像上距離を算出する画像処理装置と、前記画像上距離に関連する情報を表示する表示手段と、を設けているので、切除した病変部を含む組織などの被検体に対してその被検体の輪郭と病変部の輪郭との間の距離が算出して表示されるので、術者は副病変やEMR後の取り残しを即座に診断でき、その診断結果によって必要な処置を直ちに行うことができる。従って、患者への負担を少なくでき、且つ再発をより確実に防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の蛍光診断装置の全体構成図。

【図2】色透過フィルタが取り付けられた回転フィルタを示す正面図。

【図3】画像処理回路の処理内容を示すフローチャート図。

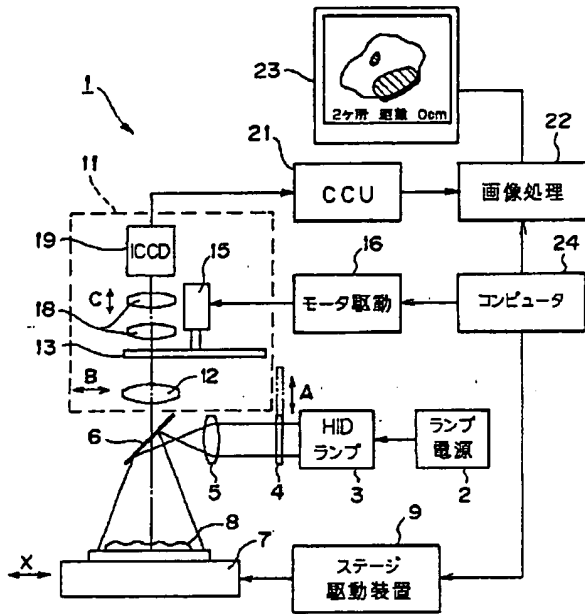
【図4】カラーモニタに表示される画像等の表示例を示す図。

【図5】本発明の第2の実施の形態の蛍光診断装置の全体構成図。

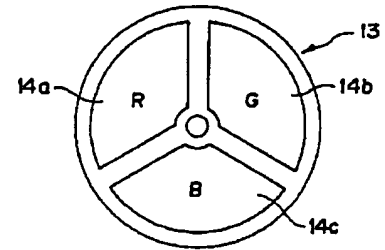
【符号の説明】

- 1…蛍光診断装置
- 3…HIDランプ
- 4…バンドパスフィルタ
- 5…照明レンズ
- 6…ダイクロイックミラー
- 7…移動ステージ
- 8…被検体
- 9…ステージ駆動装置
- 11…撮像カメラ
- 13…回転フィルタ
- 14a, 14b, 14c…色透過フィルタ
- 15…ステッピングモータ
- 16…モータ駆動回路
- 18…ズームレンズ
- 19…ICCD
- 21…CCU
- 22…画像処理回路
- 23…カラーモニタ
- 24…コンピュータ

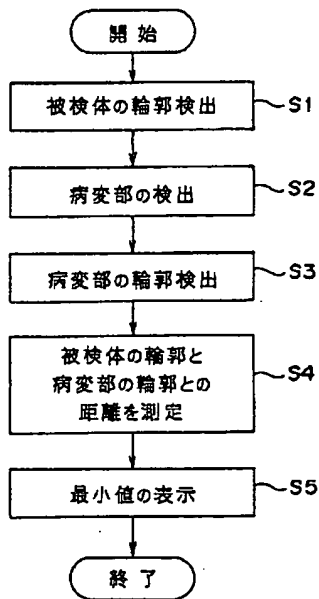
【図1】



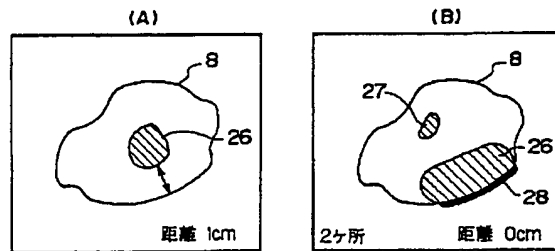
【図2】



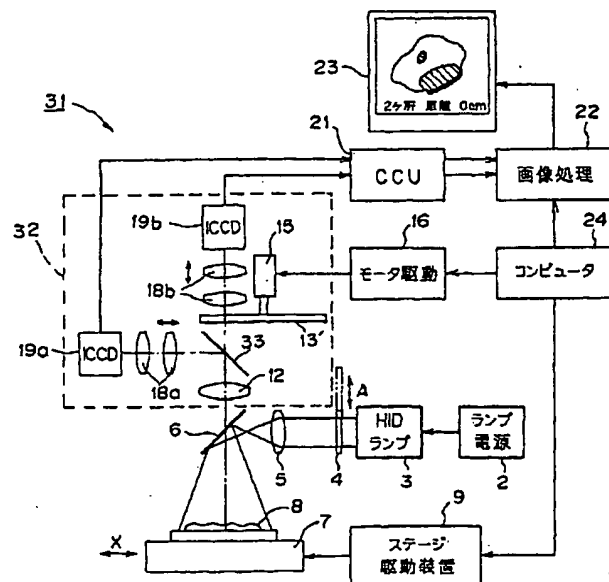
【図3】



【図4】



【図5】



THIS PAGE BLANK (USPTO)